



ESCOLA SUPERIOR
DE SAÚDE DO ALCOITÃO

SANTA CASA da Misericórdia de Lisboa

Carolina Mesquita de Oliveira

**Efeito dos movimentos de supinação e pronação do pé na actividade
electromiográfica do Vasto Medial Oblíquo e do Vasto Lateral durante
a realização de três exercícios de extensão do joelho em Cadeia
Cinética Aberta em sujeitos com Síndrome Patelofemoral**

**Projecto elaborado com vista à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia
no ramo de especialidade em músculo-esquelética.**

Orientador: Doutor Raúl Oliveira, Fisioterapeuta

Coorientador: Mestre José Esteves, Fisioterapeuta

Março 2015



ESCOLA SUPERIOR
DE SAÚDE DO ALCOITÃO

SANTA CASA da Misericórdia de Lisboa

Carolina Mesquita de Oliveira

**Efeito dos movimentos de supinação e pronação do pé na actividade
electromiográfica do Vasto Medial Oblíquo e do Vasto Lateral durante
a realização de três exercícios de extensão do joelho em Cadeira
Cinética Aberta em sujeitos com Síndrome Patelofemoral**

**Projecto elaborado com vista à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia
no ramo de especialidade em músculo-esquelética.**

Orientador: Doutor Raul Oliveira, Fisioterapeuta

Coorientador: Mestre José Esteves, Fisioterapeuta

Júri:

Presidente: Professor Doutor João Manuel Cunha da Silva Abrantes

Professor Catedrático e Presidente do Conselho Técnico-Científico da ESSA

Vogais: Professor Doutor Raúl Alexandre Nunes da Silva Oliveira

Professor Auxiliar na Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa,
Fisioterapeuta.

Professora Doutora Maria Antónia Ferreira de Castro

Professora Adjunta na Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, Fisioterapeuta.

Março 2015

RESUMO

Introdução: O Síndrome Patelofemoral (SPF) depende da interação entre factores de risco extrínsecos e intrínsecos, entre os quais a excessiva pronação do pé é descrita como um dos factores distais contribuintes para o seu desenvolvimento. **Objectivos:** Analisar os efeitos dos movimentos de pronação e supinação do pé na activação do Vasto Medial Oblíquo (VMO) e Vasto Lateral (VL) durante a extensão concêntrica do joelho em cadeia cinética aberta (CCA), em sujeitos assintomáticos (grupos de controle - GC) e sujeitos com SPF (grupo experimental - GE). **Material e métodos:** 18 Voluntários foram avaliados de modo a verificar os critérios de inclusão e exclusão, e avaliados em 5 variáveis EMG (EMG médio e máximo, amplitude EMG máx, Rácio VMO/VL médio, Onset VMO-VL). num conjunto de três exercícios de extensão do joelho, associada à pronação, supinação ou posição neutra do pé, cuja amplitude articular (90°) foi controlada com um electrogoniómetro. Estatisticamente, recorreu-se à análise de frequência e à análise descritiva assim como à comparação intra-grupos através de estatística inferencial com testes não-paramétricos (teste de Friedman) **Resultados e discussão:** Apenas o VMO obteve resultados com diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0.05$), na variável EMG máximo. A Pronação, obteve os valores mais altos no EMG máximo e médio e ao Rácio VMO/VL médio, nos sujeitos assintomáticos. Nos sujeitos com SPF, foi a Supinação que obteve os resultados mais altos relativamente ao rácio VMO/VL. Relativamente à variável “onset” nenhum dos exercícios se revelou mais vantajoso que a posição neutra. **Conclusão:** Os resultados obtidos sugerem que a posição do pé influencie a actividade EMG do VMO e VL nas duas populações, mas de forma distinta. Este estudo reforça a importância de ter em conta todos os factores contribuintes para o desenvolvimento do SPF, como a posição do pé, quer na fase de avaliação como no desenvolvimento e aplicação do plano de intervenção.

Palavras-chave: Síndrome patelofemoral; aparelho extensor do joelho; controle motor; alinhamento membro inferior; posição do pé

ABSTRACT

Introduction: The Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) is dependent on intrinsic and extrinsic factors, among those the excessive foot pronation is described as one of the distal factors that contribute to its development. **Objective:** analyze the effect of foot's supination and pronation on Vastus Medialis Oblique (VMO) and Vastus Lateralis (VL) electromyography activity (EMG) during concentric knee extension in open kinetic chain on subjects with (EG – experimental group) and without (CG – control group - asymptomatic) PFPS. **Methods and materials:** Inclusion and exclusion criteria were considered during the evaluation process, and all subjects were evaluated on five EMG variables (mean EMG, max EMG, ROM on max EMG, VMO/VL mean ratio, VMO-VL onset) during 3 different knee extension exercises associated with foot pronation, supination or neutral position. ROM was measured by an electrogoniometer (90°). For statistical purposes were used the frequency and description analysis as well as non-parametrical tests (Friedman test) for the intra-group comparison. **Results and discussion:** Only VMO had statistically different results ($p \leq 0.05$) concerning the max EMG variable. Pronation had the highest values on max and mean EMG and on VMO/VL mean ratio, on asymptomatic subjects. On the subjects with PFPS supination had the highest results regarding VMO/VL mean ratio. None of the exercises revealed being more advantageous to the VMO-VL onset as the neutral position. **Conclusion:** Obtained results suggest that the foot's position influences VMO and VL EMG activity in both populations but in distinct ways. This study reinforces the importance of considering all of the contributors to PFPS development, as foot position is, in the evaluation and treatment stages.

Key-word: Patellofemoral Syndrome; extensor apparatus of the knee; foot position; motor control; lower limb alignment.

Índice

Introdução	1
Metodologia	8
Objectivo Geral	8
Objectivos específicos	8
Tipo de estudo e Desenho Metodológico	8
População	9
Métodos de amostragem.....	9
Caracterização da Amostra.....	10
Instrumentos, técnicas e métodos de avaliação	10
Materiais e Procedimentos Experimentais	12
Procedimento experimental	13
Preparação do sujeito.....	13
Colocação dos eléctrodos	13
Colocação do Electrogoniómetro	14
Aquisição dos valores de EMG em repouso e calibração do electrogoniómetro	14
Avaliação da Contração Isométrica Máxima Voluntária (CIMV).....	14
Execução dos exercícios.....	15
Processamento de dados.....	15
Análise Estatística	16
Resultados	17
Discussão	22
Conclusão	28
Bibliografia.....	29
Apêndice I – Gráficos dos resultados obtidos em todas as variáveis	36
Apêndice II - Consentimento informado	39
Apêndice III - Questionário de auto-preenchimento	41

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Sinónimos usados na literatura para referenciar um quadro clínico semelhante ao SPF	1
Tabela 2 - Variáveis dependentes e independentes	8
Tabela 3 - Factores de inclusão e exclusão	9
Tabela 4 - Critérios de selecção do Membro inferior avaliado	10
Tabela 5 - Caracterização da amostra: análise de frequência.....	10
Tabela 6 - Caracterização da amostra: média e desvio padrão das variáveis avaliadas	17
Tabela 7 - Caracterização da amostra:.....	18
Tabela 8 - Valores de EMG normalizados e ordenados de forma decrescente	19
Tabela 9 - Comparação intra grupos, análise multivariada – Valores de p obtidos pelo teste de Friedman	20

Índice de Imagens

Imagem 1 - Representação da disposição dos eléctrodos EMG durante o procedimento experimental	14
Imagem 2 - a) e b) Posicionamento e calibração do electrogoniómetro; c) Avaliação da Contração Isométrica Máxima Voluntária	15

Lista de Abreviaturas

SPF: Síndrome patelofemoral

CCF: Cadeia cinética fechada

CCA: Cadeia cinética aberta

EMG: Electromiografia

VMO: Vasto Medial Oblíquo

VL: Vasto Lateral

CIMV: Contracção isométrica máxima voluntária

MI: Membro inferior

SLR: *Straight leg raise*

RF: Recto femoral

TFL: Tensor da fáscia lata

GE: Grupo experimental - voluntários com SPF

GC: Grupo de controlo - voluntários saudáveis

EMG médio: Actividade EMG média

EMG Máximo: Pico máximo de actividade EMG

ROM EMG máximo: Amplitudes em que ocorrem os EMG Máximos

Rácio VMO/VL médio: Rácio médio de actividade EMG entre o VMO e o VL

Onset VMO-VL: Atraso de activação do VMO em relação ao VL

IMC: Índice de massa corporal

EVN: Escala visual numérica

RP: Retropé

FPI: *Foot posture index*

ND: *Navicular Drop*

Introdução

Com o crescente interesse da população em geral na prática desportiva na última década, o Síndrome Patelofemoral (SPF) tornou-se uma das queixas músculo-esqueléticas mais comuns na articulação do joelho (Fulkerson & Arendt, 2000; Malek & Mangine, 1981; Witvrouw *et al.*, 1996). Vários autores que estudaram ou citaram o nível de incidência, afirmam que 25% da população em geral ou desportiva apresenta dor associada ao SPF (Bizzini *et al.*, 2003; Boling *et al.*, 2010; Callaghan & Selfe, 2007; Graham & Lee, 2003; Myer *et al.*, 2010; Nunes *et al.*, 2013; Tauton, 2002), sendo considerada comum na população mais jovem e ligada ao desporto, estando mais associada ao género feminino (Boling *et al.*, 2010; Fulkerson & Arendt, 2000).

Apesar de apresentar variadas terminologias (Tabela 1), é reconhecido como um conjunto de sinais e sintomas relacionados entre si, com base em alterações que condicionam a articulação patelofemoral através da influência de factores intrínsecos e extrínsecos (Fulkerson, 1990; Utting *et al.*, 2005).

Tabela 1 - Sinónimos usados na literatura para referenciar um quadro clínico semelhante ao SPF

Síndrome da dor anterior do joelho	Síndrome de compressão lateral da patela	Síndrome da dor femoropatelar
Disfunção patelofemoral	Síndrome da pressão lateral excessiva da patela	Disfunção do mecanismo extensor
Artralgia patelofemoral	Síndrome do desalinhamento patelar	Condromalácia patelar
	Síndrome da dor retropatelar	Dor patelofemoral por overuse
Síndrome de compressão patelofemoral / patelar		
Baseado nos estudos de (Cook <i>et al.</i> , 2012; Dixtit, 2007; Doberstein, 2008; Fredericson & Yoon, 2006; Jardim, 2011; Näslund <i>et al.</i> , 2006; Nunes <i>et al.</i> , 2013).		

O sintoma mais relatado no SPF é a dor difusa peripatelar ou retropatelar uni ou bilateral, exacerbada por várias actividades funcionais, como subir e descer escadas, fazer agachamentos, após a manutenção da posição de sentado com os joelhos flectidos por longos períodos de tempo ou durante a contracção activa e resistida do quadrícipite (Cook *et al.*, 2010; Heintjes & Berger, 2003; Nijs *et al.*, 2006; Piva *et al.*, 2006) apresentando potencial para produzir impacto significativo na qualidade de vida (Bennell *et al.*, 2000; Fagan & Delahunt, 2008). O SPF assume uma importância clínica ainda maior, uma vez que 70 a 90% dos indivíduos com esta condição apresentam dor recorrente ou crónica (Stathopulu & Baildam, 2003) e que as intervenções direccionadas para esta

condição se têm mostrado positivas a curto prazo, sendo que a longo prazo os resultados são menos convincentes.

Segundo Powers *et al.* (2012) esta falta de eficácia pode dever-se ao facto de o SPF ser de origem multifactorial e de nem todos os factores de risco ao seu desenvolvimento estarem a ser tidos em conta tanto ao nível do processo de avaliação como durante a fase de tratamento.

Apesar de também estar dependente de factores de risco extrínsecos, o desenvolvimento do SPF tem sido relacionado com a interacção entre os factores de risco intrínsecos (LaBotz, 2004; Powers *et al.*, 2012) que podem ser divididos em factores locais, proximais e distais.

Os factores locais dizem respeito à influência directa da articulação patelofemoral e dos seus tecidos circundantes (Bevilaqua-Grossi *et al.*, 2004; Bevilaqua-Grossi *et al.*, 2005; Boling *et al.*, 2006; Cavazzuti *et al.*, 2010; Cesarelli *et al.*, 1999; Cowan *et al.*, 2002; Duffey, 2000; Elias *et al.*, 2006; Haim *et al.*, 2006; Herrington & Nester, 2004; Jardim, 2011; Kaya, 2012; Lee, 2003; Lin, 2012; McConnell, 1986; McConnell, 2001; Mellor, R. & Hodges, P., 2005; Näslund *et al.*, 2006; Piva, 2005; Powers *et al.*, 2012; Puniello, 1993; Sousa & Macedo, 2010; Sousa, 1991; Tang *et al.*, 2001; Van Tiggelen *et al.*, 2009; Waryasz & McDermott, 2008; Witvrouw *et al.*, 2000b), os factores proximais são relativos à forma como a anca, pélvis e tronco podem contribuir para a disfunção da articulação patelofemoral (Cichanowski *et al.*, 2007; Hanten, 1990; Ireland, 2003; Piva, 2005; Powers, 2003; Robinson, 2007) enquanto os factores distais englobam o contributo da posição do pé, nomeadamente da pronação excessiva, no desenvolvimento do SPF (Cowan, S. *et al.*, 2001; Fulkerson & Arendt, 2000; Hamill, 1994; Huberti, 1984; Hunt & Smith, 2004; LaBotz, 2004; Lee, 1994; Levinger & Gilleard, 2007; Powers, 2003; Stergiou, 1999) (Dossier Complementar – Documento I – Tabelas de Complemento à Introdução: Tabela 1).

Actualmente não existe um conjunto definido de procedimentos considerados como ideais para a avaliação e o diagnóstico do SPF (Nunes *et al.*, 2013), existindo uma grande variedade de critérios, métodos e variáveis consideradas na literatura. Isto deve-se em grande parte à variabilidade dos critérios e procedimentos utilizados tanto nas investigações, como na prática clínica, que não permitem uma correcta interpretação dos resultados obtidos, no que diz respeito à validade e fiabilidade dos testes utilizados (Cook *et al.*, 2010). Os mesmos autores chegaram a conclusão que os estudos que demonstraram maior qualidade metodológica, também tinham sido os que tinham utilizado a estratégia de diagnóstico de exclusão. Deste modo, uma vez que não existe nenhum teste específico e valido para a confirmação ou diferenciação directa da presença desta condição (Cook *et*

al., 2010; Nijs *et al.*, 2006), numa fase inicial deverá ser considerado como um processo de diagnóstico de exclusão de outras patologias que podem provocar dor ao nível da região anterior do joelho (Calmbach & Hutchens, 2003; Dixtit, 2007; Näslund *et al.*, 2006). (Dossier Complementar- Documento I – Tabelas de Complemento à Introdução: Tabela 2)

O processo de diagnóstico do SPF tem evoluído no sentido da avaliação do comportamento e da localização dos sintomas e da avaliação dos factores etiológicos (Cook *et al.*, 2010; Dixtit, 2007), devendo ser considerada multifactorial e adaptada as características de cada sujeito. Autores como (Cook *et al.*, 2012; Nijs *et al.*, 2006; Piva *et al.*, 2006) chegam a recomendar a associação entre os testes objectivos e a avaliação funcional. Por exemplo, Cook *et al.* (2010) verificou que a presença de 2 ou 3 achados como presença de dor durante a contracção isométrica máxima voluntária (CIMV) do quadríceps, durante a realização de um agachamento ou durante a palpação dos bordos postero-lateral e postero medial da patela representa uma tendência moderada para a capacidade de diagnóstico do SPF, considerando que outras condições já tinham sido excluídas.

Existe evidência emergente de que alterações ao nível do alinhamento do pé possam estar associadas a alterações biomecânicas (Hunt & Smith, 2004; Redmond *et al.*, 2006) e ao consequente aumento do risco de lesões no membro inferior (Burns *et al.*, 2005; Hunt & Smith, 2004; Yates, 2004). Hipóteses teóricas relativas à influência da pronação subtalar excessiva na disfunção da articulação patelofemoral têm sido propostas, com o objectivo de contribuir para o esclarecimento da etiologia multifactorial do SPF e consequentemente melhorar a abordagem terapêutica.

Em termos biomecânicos a supinação resulta da combinação entre a inversão, a adução e a flexão plantar, enquanto a pronação resulta da combinação entre a eversão, a abdução e a flexão dorsal do pé, tratando-se por isso de movimentos tridimensionais (McDonald, 1996), que tanto podem ser realizados em cadeia cinética fechada (CCF) como em cadeia cinética aberta (CCA). No entanto, estas duas terminologias são fortemente associadas a movimentos que ocorrem em CCF, e são muitas vezes confundidos com os movimentos inversão e eversão que ocorrem no plano frontal, frequentemente utilizados para descrever movimentos ocorridos ao nível do calcâneo em CCA e com os movimentos de abdução e adução que ocorrem no plano transversal (McDonald, 1996).

Durante a pronação o momento de eversão ocorre uma vez que o calcâneo everte e a cabeça do astrágalo desliza medial e inferiormente, resultando na rotação interna do astrágalo. Devido à relação intrínseca entre o astrágalo e a tibia na articulação tibiotársica, esta roda internamente (Powers, 2003). Em CCF, esta rotação interna excessiva da tibia induz a rotação interna do fémur

associada à extensão do joelho na fase de médio apoio da marcha, o que resulta na rotação externa da tíbia em relação ao fémur. Por sua vez, durante a fase de impulsão, associado à flexão plantar, ocorre de forma compensatória a supinação do antepé.

Durante a marcha, a pronação excessiva também tem sido proposta como responsável por atrasar o momento de rotação externa da tíbia e por alterar o tempo entre a extensão do joelho e supinação do retropé, durante a fase de impulsão (Hamill, 1994; Stergiou, 1999). Hunt and Smith (2004) também referem a presença de compensações musculares durante a marcha em sujeitos com pronação excessiva, sugerindo que o modelo patomecânico apresentado anteriormente e a presença de fadiga em músculos específicos possa contribuir para o desenvolvimento do SPF (Levinger & Gilleard, 2007).

Estas alterações provocadas pela posição do pé ao nível da actividade muscular do membro inferior também são abordadas na literatura, tendo sido verificado que durante a marcha, os sujeitos com pronação excessiva apresentavam valores electromiográficos mais altos no tibial anterior durante a fase de contacto e no tibial posterior durante a fase de impulsão, comparativamente com o grupo que não apresentava alterações da posição do pé (Murley *et al.*, 2009). Por sua vez foram observados valores mais baixos relativamente à activação do longo peroneal durante a fase de apoio, no grupo que apresentava pronação.

LaBotz (2004) refere este mecanismo como uma “cascata fisiológica” onde a pronação excessiva promove condições para que se verifique um aumento do valgo fisiológico do joelho. Uma vez que se verifica um aumento do ângulo Q (Fulkerson & Arendt, 2000) e das forças externas que traccionam a rótula no plano frontal aumentando as forças de contacto e forças de compressão sobre articulação patelofemoral (Huberti, 1984; LaBotz, 2004; Lee, 1994; Powers, 2003), estão criadas as condições necessárias para o desenvolvimento do SPF.

A associação entre a pronação excessiva do retropé e o SPF tem sido verificada mas os resultados não são consensuais devido às diferentes metodologias utilizadas (Barton *et al.*, 2010; Duffey, 2000; Gross, 2011; Powers, 1995).

A electromiografia (EMG) é uma técnica de monitorização da actividade eléctrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de acção do sarcolema, como o efeito de voltagem em função do tempo. O sinal electromiográfico é a soma algébrica de todos os sinais detectados numa determinada área, podendo ser afectado por propriedades musculares, anatómicas e fisiológicas, pelo sistema nervoso periférico e por factores externos. A electromiografia é uma

ferramenta que fornece informações relevantes sobre o tempo de activação dos músculos envolvidos durante um movimento, a intensidade da sua activação, a duração da sua actividade e a variabilidade entre ciclos (Enoka, 2000), que tem sido bastante utilizada no estudo do SPF.

Segundo a literatura vários estudos reportam a existência alterações da actividade EMG do Vasto Medial Oblíquo (VMO) na população com SPF, como a presença de atrasos nos tempos de activação electromiografia do VMO relativamente ao Vasto Lateral (VL) e intensidades de activação mais baixas e rácios VMO/VL diminuídos em sujeitos com SPF, durante a realização de exercícios funcionais em CCF e durante a avaliação de tarefas posturais reactivas (Boling *et al.*, 2006; Cavazzuti *et al.*, 2010; Cowan, S. *et al.*, 2001; Sousa, 1991), assim como durante a realização de exercícios em CCA (Cesarelli *et al.*, 1999; Sousa & Macedo, 2010; Tang *et al.*, 2001). Apesar de outros autores terem verificado resultados contraditórios (Bevilaqua-Grossi *et al.*, 2005; Mellor, R. & Hodges, P. W., 2005a; Mellor, R. & Hodges, P. W., 2005b) a presença de alterações nos tempos de activação, nomeadamente o atraso da activação do VMO em relação ao VL foi considerado factor contribuinte para o desenvolvimento do SPF (Cavazzuti *et al.*, 2010; Van Tiggelen *et al.*, 2009).

Tendo em conta as características do SPF apresentadas anteriormente, também o tratamento deverá ser desenvolvido no sentido de promover uma melhor relação entre o alinhamento do membro inferior (MI) e a performance mecânica do aparelho extensor do joelho, de forma a promover o equilíbrio entre a activação dos músculos estabilizadores da patela e minimizar o impacto articular transmitido à articulação patelofemoral.

O fortalecimento e a activação selectiva do VMO são as estratégias de tratamento que maior atenção tem despertado por parte dos investigadores, tendo sido estudada para exercícios em CCA e em CCF, com ou sem a combinação de movimentos ao nível da anca, tíbia e tibiotársica.

Considera-se existir uma activação selectiva do VMO quando se está perante uma maior solicitação deste músculo comparativamente com o VL, sendo que a principal estratégia utilizada na prática clínica passa pela realização dos últimos graus extensão do joelho (Sperandi, 2005), sendo que programas de fortalecimento que visam o equilíbrio da articulação patelofemoral não se devem apenas centrar no aumento da actividade do VMO mas também na diminuição da actividade do VL (Hanten & Schulthies, 1990).

Actualmente os exercícios realizados em CCF são considerados mais completos e funcionais, devido à componente multiarticular, que facilita o recrutamento dos padrões funcionais de activação

muscular (Mellor, R. & Hodges, P. W., 2005b) e a estimulação dos proprioceptores. Muitos autores relatam que os exercícios em CCF realizados nos primeiros 60° de flexão do joelho são os mais tolerados na população com SPF (Earl, 2001; McGinty, 2000; Witvrouw *et al.*, 2000a), sendo o agachamento considerado um exercício seguro e efectivo, devido ao efeito estabilizador da co-contracção dos músculos quadricípites e isquiotibiais (Earl, 2001).

Clinicamente, apesar das considerações apresentadas anteriormente, mantém-se relevante o fortalecimento do quadricípites nos últimos graus de extensão, não por se tratar da acção principal do VMO, mas por ter em conta as características mecânicas relativas às forças de contacto da articulação patelofemoral e ao facto de se apontar que o VMO desempenhe um papel fundamental na estabilidade medial da patela, uma vez que se opõem às resultantes das forças laterais que actuam sobre esta (Perez, 2007).

Durante a extensão do joelho em CCA, o momento de força aumenta sobre o segmento móvel mas diminui sobre a patela, sendo necessário um aumento de força por parte do quadricípites à medida que o joelho se aproxima da extensão terminal (Grood, 1984). Isto explica por que razão a extensão terminal do joelho e o *straight leg raise* (SLR) são utilizados como estratégia de fortalecimento, mesmo sabendo-se que não é possível afirmar que exerçam uma activação selectiva do VMO, uma vez que permitem trabalhar o quadricípites de forma exigente sem comprometer a articulação patelofemoral (McGinty, 2000; Reilly & Martens, 1971). Tendo em conta que numa fase inicial do processo de reabilitação, os exercícios em CCF podem não ser bem tolerados, torna-se importante que o trabalho realizado em CCA seja o mais específico e eficaz possível de forma a potenciar o equilíbrio e estabilidade articular necessária a fases posteriores.

Sempre na tentativa de promover a activação selectiva do VMO, tanto ao nível da promoção do aumento da intensidade de activação como dos tempos de activação, a literatura relativa ao tratamento do SPF através da realização de exercícios em CCA também tem evoluído no sentido de compreender a influência dos factores intrínsecos proximais e distais, na biomecânica da articulação patelofemoral, através da combinação de movimentos entre o joelho, anca, e tibiotársica. (Dossier Complementar– Documento I – Tabelas de Complemento à Introdução: Tabela 3)

Poucos foram os autores que estudaram o impacto da posição do pé na função do quadricípites, principalmente em CCA. Cerny (1995) avaliou a actividade EMG do VMO, do VL e dos respectivos rácios, numa bateria de exercícios em CCF e CCA, que incluíam exercício isométricos com e sem variações ao nível da rotação da anca e da tibia, assim como da tibiotársica,

através dos movimentos de flexão plantar e dorsal, no entanto não foram encontradas diferenças significativas.

Apesar de não se tratar de um estudo experimental, um autor (Perez, 2007) propõe para o plano de tratamento a inclusão de exercícios em CCF que exijam o controlo do pé no plano frontal, de forma a enfatizar o controlo excêntrico do tibial posterior.

Esta associação também tem sido apoiada pelos resultados positivos de estudos que avaliaram os efeitos das ortóteses construídas com o objectivo de reduzir o movimento de pronação excessiva, em indivíduos saudáveis com alterações da posição do pé (Nester *et al.*, 2003) e no tratamento da dor em indivíduos com SPF (Cheung *et al.*, 2006; Gross, 2003; Johnston & Gross, 2004; Saxena & Haddad, 2003), tendo sido verificada uma tendência positiva para a efectividade deste tipo de tratamento.

Outras estratégias de tratamento presentes na literatura englobam o fortalecimento dos músculos adutores, abdutores e rotadores externos assim como dos flexores plantares e técnicas de alongamento para o retináculo externo, Tensor da Fáscia Lata (TFL), Quadricípite, Isquiotibiais e Tricípite Sural (McConnell, 1986; McConnell, 2001; Perez, 2007; Robinson, 2007).

De acordo com a II e a III Convenção de Investigação Internacional é necessário investigar-se a influência da posição do pé ao nível da articulação patelofemoral (Powers *et al.*, 2012; Witvrouw, 2014). É ainda reforçada a importância da realização de estudos prospectivos em sujeitos saudáveis e com presença de factores de risco de desenvolverem SPF, de modo a analisar se a intervenção direccionada para factores distais deve ser incluída como estratégia de prevenção e reabilitação do SPF.

Uma vez que, a pronação excessiva do pé é um dos factores distais de risco associados ao desenvolvimento do SPF, este estudo pretende avaliar a influência da posição do pé, na intensidade e padrão de activação dos músculos estabilizadores da articulação patelofemoral em CCA.

Metodologia

Objectivo Geral

Analisar os efeitos dos movimentos de pronação e supinação do pé na actividade EMG do VMO e VL durante a extensão concêntrica do joelho em CCA, em sujeitos assintomáticos (Grupo de Controlo – GC) e sujeitos com SPF (Grupo Experimental – GE).

Objectivos específicos

Analisar e comparar os efeitos de 3 posições do pé durante a extensão concêntrica do joelho em CCA, em sujeitos assintomáticos e em sujeitos com SPF, relativamente:

- À intensidade média (EMG médio) e máxima (EMG máximo) de actividade electromiografia do VMO e do VL;
- Às amplitudes em que ocorrem as intensidades máximas (ROM EMG máximo) do VMO e do VL;
- Ao rácio médio de activação EMG médio do VMO em relação VL (Rácio VMO/VL médio);
- A diferença no tempo de activação EMG relativo do VMO em relação ao VL (Onset VMO-VL).

Tabela 2 - Variáveis dependentes e independentes

Variáveis Independentes	Variáveis Dependentes
<ul style="list-style-type: none">• Extensão concêntrica do joelho (90-0°) em CCA, associada a 3 posições do pé:<ul style="list-style-type: none">a) Posição neutra do pé;b) Supinação: flexão plantar, adução e inversão;c) Pronação: flexão dorsal, abdução e eversão;• Número de repetições: 10• Velocidade de execução dos movimentos: 40bpm (fase concêntrica realizada a uma velocidade aproximada de 20bpm)	<ul style="list-style-type: none">• Intensidade média e máxima de actividade EMG do VMO e VL• Amplitudes em que ocorrem as intensidades máximas de actividade EMG do VMO e VL• Rácio médio de activação EMG do VMO e VL• Atraso no tempo de activação EMG relativo do VMO em relação ao VL

Tipo de estudo e Desenho Metodológico

Estudo do tipo quasi-experimental, exploratório e descritivo quanto à forma, correlativo quanto ao propósito, transversal quanto ao período de tempo e laboratorial quanto ao contexto, que seguiu um desenho metodológico que incluiu uma fase pré-experimental, experimental e de tratamento e discussão dos resultados obtidos.

População

Voluntários que tiveram conhecimento da realização de um estudo inserido no Mestrado em Fisioterapia, no ramo de especialização em Músculo-Esqueléticas da Escola Superior de Saúde do Alcoitão e com o contributo da Faculdade de Motricidade Humana, através da sua divulgação junto das populações de interesse, inseridos num ambiente académico, clínico ou desportivo.

Métodos de amostragem

Todos os voluntários foram informados de todos os procedimentos necessários à participação no estudo, tendo sido assinado um consentimento informado (Apêndice I). Posteriormente, todos os voluntários foram submetidos a um processo subjectivo (Apêndice II) e objectivo de avaliação de modo a verificar os critérios de inclusão e exclusão definidos para cada grupo com base na literatura apresentada anteriormente e cujo processo pode ser consultado na Tabela 3 e Tabela 4.

Tabela 3 - Factores de inclusão e exclusão

Crítérios	Grupo Experimental (GE)	Grupo Controlo (GC)
Inclusão	<ul style="list-style-type: none">• Apresentar dor retro ou peripatelar de origem insidiosa, presente há pelo menos 3 meses;• Presença de dor em pelo menos em três das seguintes actividades funcionais: agachar-se por tempo prolongado, subir ou descer escadas, ajoelhar, correr, permanecer muito tempo sentado, contrair isométricamente o músculo quadrícipite ou durante a prática desportiva.• Apresentar, pelo menos, três dos sinais e sintomas clínicos, que indiquem possível comprometimento da articulação patelofemoral considerados para o Síndrome Patelofemoral: alteração da mobilidade passiva ou activa da patela, aumento do ângulo Q, pronação excessiva, dor à palpação dos bordos postero-lateral e postero medial da patela, dor à contracção isométrica do quadrícipite.• Para ser considerada a pronação excessiva, os voluntários devem apresentar resultados positivos em todos os três testes considerados para a avaliação das características morfofuncionais do pé. Para se considerar existir alteração da mobilidade passiva da patela, a avaliação da inclinação e do desvio lateral da patela tem de ser positivos.	<ul style="list-style-type: none">• Ausência de dor no membro inferior dominante• Não referir nem apresentar dor ou patologia no joelho do membro inferior dominante, a ser avaliado.
Exclusão	<ul style="list-style-type: none">• Apresentar história anterior de cirurgia, patologia ou história de episódio traumático recente no membro inferior sintomático• Apresentar quadro agudo/subagudo – Escala Visual Numérica > 4 durante a extensão activa do joelho ou durante a avaliação da Contracção isométrica voluntária máxima do quadrícipite	Apresentar história anterior de cirurgia, patologia ou história de episódio traumático recente no membro inferior dominante

Tabela 4 - Critérios de selecção do Membro inferior avaliado

Critérios	Grupo Experimental (GE)	Grupo Controlo (GC)
MI Avaliado	<ul style="list-style-type: none"> • Dor unilateral → Membro inferior sintomático • Dor bilateral → Membro inferior que apresente ↓ intensidade de dor • Dor bilateral de intensidades semelhantes → Membro inferior dominante 	<ul style="list-style-type: none"> • Membro inferior dominante

Caracterização da Amostra

A amostra foi constituída por 18 voluntários (5 homens e 13 mulheres; 4 com pronação excessiva e 13 sem pronação excessiva), distribuídos entre o GC constituído por população saudável (10 voluntários, 4 homens e 6 mulheres, onde apenas um voluntário apresentava pronação excessiva) e o GE constituído por população com SPF (8 voluntários, 1 homem e 7 mulheres, 4 com pronação e 4 sem pronação), após o processo de avaliação. Para todos os sujeitos, o MI avaliado (16 MI Direito e 2 MI Esquerdo), definido segundo critérios apresentados anteriormente, coincidiu com o MI dominante.

Tabela 5 - Caracterização da amostra: análise de frequência

Grupos	GC (N=10)	GE (N=8)	Total (N=18)
Homens	4 (40%)	1 (12,5%)	5 (27,8%)
Mulheres	6 (60%)	7 (87,5%)	13 (72,2%)
Com Pronação	1 (10%)	4 (50%)	5 (27,8%)
Sem Pronação	9 (90%)	4 (50%)	13 (72,2%)
MI Direito avaliado	9 (90%)	7 (87,5%)	16 (88,9%)
MI Esquerdo avaliado	1 (10%)	1 (12,5%)	2 (11,1%)

Instrumentos, técnicas e métodos de avaliação

Para o processo de avaliação subjectiva, foi desenvolvido e distribuído um questionário, com o objectivo de recolher informação relativa às características antropométricas, a lateralidade (Demura, 2001; Mostamand *et al.*, 2012), ao levantamento da história clínica anterior, a caracterização e localização dos sintomas assim como ao levantamento das actividades funcionais associadas à sintomatologia (Apêndice II). O valor do Índice de Massa Corporal (IMC), calculado através da relação entre o peso e a altura, também foi considerado uma vez que um IMC demasiado elevado sugere uma distribuição exagerada de tecido adiposo subcutâneo o que, segundo De Luca (1993) pode contribuir para a diminuição do sinal EMG captado. De acordo com os dados

apresentados pela Organização Mundial de Saúde (OMS) no ano 2000, os valores normais variam entre os 18,5 e os 24,9 Kg/m².

Os instrumentos, testes, técnicas e métodos considerados neste estudo, para a avaliação objectiva dos voluntários, foram escolhidos tendo em conta a relevância quanto aos objectivos, a aplicabilidade clínica e a evidência científica relativa à validade e fidedignidade específica para a população em estudo. (Dossier Complementar – Documento II – Tabela 4)

Para a avaliação da dor foi utilizada a Escala Visual Numérica (EVN) descrita por Farrar (2001), por ser considerada menos abstracta que a Escala Visual Analógica (Farrar, 2001; Jensen *et al.*, 1986; Price, 1993) e cuja validade se encontra comprovada (Bennell *et al.*, 2000; Price, 1993) sendo largamente utilizada em estudos relacionados com o SPF. Esta dimensão foi avaliada em relação à intensidade de dor sentida nos últimos três meses, no dia de avaliação e durante a avaliação da CIMV do quadrícipite. A presença de dor durante a contracção resistida do quadrícipite foi avaliada por Cook *et al.* (2010) tendo verificado os valores mais altos de probabilidade pós-teste (81,7%) para a avaliação do SPF.

O alinhamento do membro inferior, foi avaliado através da Goniometria (Norkin & White, 1997) tendo sido considerada a avaliação do ângulo Q, definido de forma consensual entre vários autores (Malek & Mangine, 1981; McConnell, 1986) e uma vez que valores superiores a 20° se encontram significativamente associados à presença de dor anterior do joelho (Haim *et al.*, 2006). Podendo ser avaliado em decúbito dorsal (Piva *et al.*, 2006), adoptou-se pela posição ortostática uma vez que nesta posição se verificam valores mais altos, considerando-se aumentado quando superior a 15° para os homens e a 20° para as mulheres (Woodland & Francis, 2002).

Uma das três dimensões da avaliação das características morfofuncionais do pé, nomeadamente a avaliação do ângulo do retropé (RP) também foi considerada, uma vez que vários autores observaram uma correlação entre o SPF e a presença de pronação do retropé (Levinger, 2004; Powers, 1995; Saxena & Haddad, 2003). A avaliação também foi realizada com recurso à Goniometria, em posição ortostática e em cima de uma superfície estável que permitisse a medição angular, tendo em conta as referências anatómicas descritas por Levinger (2004) e Powers (1995) e os critérios de classificação apresentados por Eng and Pierrynowski (1994). Na avaliação das características morfofuncionais do pé, foi ainda considerado o *Foot Posture Index* (FPI), um instrumento de diagnóstico clínico desenvolvido com o objectivo de avaliar o alinhamento do pé, através da quantificação do grau pelo qual o pé pode ser considerado como estando numa posição

anatômica pronada, supinada ou neutra através da avaliação de 6 critérios (Redmond *et al.*, 2006). A sua validade foi comprovada em vários estudos (Barton *et al.*, 2010; Keenan *et al.*, 2007; Redmond *et al.*, 2006). Foram considerados os valores normativos estudados por Redmond *et al.*, (2006). Considerou-se importante incorporar na avaliação uma medida puramente quantitativa, tendo sido avaliado o *Navicular Drop* (ND), técnica bastante utilizada na prática clínica para a avaliação da posição do pé, descrita por McPoil (2011), considerado fidedigno e encontrando-se amplamente validado para a avaliação da pronação do pé na população saudável (Deng, 2010; Hannigan-Downs, 2005; Spornly-Nees, 2006) e na população com SPF (McPoil, 2011; Piva *et al.*, 2006). A avaliação foi realizada segundo os procedimentos descritos por Deng (2010), e classificada de acordo com os critérios apresentados por Charlesworth and Johansen (2010).

A avaliação do alinhamento passivo da articulação patelofemoral, foi realizada através de técnicas de mobilização acessória como a inclinação (Piva *et al.*, 2006) e o desvio lateral (Halabchi *et al.*, 2013) da medial da patela, com o voluntário deitado em decúbito dorsal, com o joelho em extensão completa. Para a avaliação do alinhamento dinâmico da articulação patelofemoral, foi utilizado o teste de coordenação do VMO, tal como sugerido por Nijs *et al.* (2006) e descrito por Souza (1997). Por fim, a palpação dos bordos da patela, também foi contemplada na avaliação da articulação patelofemoral, tendo sido classificada como positiva quando provocava dor (Cook *et al.*, 2012; Cook *et al.*, 2010; Näslund *et al.*, 2006).

Materiais e Procedimentos Experimentais

A aquisição do sinal EMG foi obtida através de um aparelho *Bioplux Research 2010* (Plux, Lisboa, Portugal) portátil composto por 8 canais, que apresentava um índice de rejeição de modo comum de 110 dB e uma impedância de entrada maior que 100 M Ω , processado através de um software desenvolvido pela Plux (bioPlux, Lisboa, Portugal), cuja frequência de amostragem foi de 1000Hz. Foram utilizados os primeiros dois canais para a aquisição do sinal do VMO e do VL, respectivamente, através da utilização de eléctrodos activos diferenciais simples de superfície, descartáveis, auto-adesivos com uma distância centro-a-centro de 22mm (al/AgCl, formato oval com 10mm de diâmetro). Foram ainda utilizados mais dois canais, o terceiro para a aquisição dos dados relativos ao electrogoniómetro (Biometrics) e o canal *ground* (G) para o eléctrodo de referência, sincronizados com as recolhas EMG.

Procedimento experimental

Preparação do sujeito

Deste modo, e com o objectivo de reduzir a impedância da pele e melhorar a qualidade do sinal EMG, realizaram-se diferentes procedimentos de limpeza da pele como: remoção dos pêlos, eliminação das células mortas com lixa dérmica e limpeza com álcool a 90°. (Hermens *et al.*, 2000).

Colocação dos eléctrodos

Após a realização dos procedimentos de limpeza de pele e evaporação do álcool foi realizada a colocação e fixação dos eléctrodos de superfície à pele, orientados perpendicularmente ao comprimento das fibras musculares (DeLuca, 1997). A fixação de todos os eléctrodos foi reforçada com a aplicação de tape, de modo a evitar o deslize dos eléctrodos sobre a pele. Os eléctrodos foram colocados com o sujeito sentado, com o joelho em extensão isométrica, de forma a destacar os ventres musculares e a reduzir o erro de localização, devido ao deslocamento que ocorre durante a contracção muscular e às variações anatómicas específicas de cada sujeito.

Canal 1: Vasto Medial Oblíquo

Os eléctrodos foram colocados aproximadamente a 4cm do bordo superior e a 3 cm do bordo médio da patela, a cerca de 80% da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e o bordo anterior do ligamento lateral interno. Foi ainda considerada a orientação oblíqua do VMO, a cerca de 55° com a vertical (Cowan *et al.*, 2002; Van Tiggelen *et al.*, 2009)

Canal 2: Vasto Lateral

Os eléctrodos foram colocados a cerca de 2/3 da distância espinha ilíaca ântero-superior e o bordo externo da rótula, aproximadamente a 10cm do bordo superior e a 7 do bordo externo da patela, orientado a 15° da vertical. (Cowan *et al.*, 2002; Van Tiggelen *et al.*, 2009)

Canal G: Eléctrodo de Referência

Eléctrodo que capta o sinal eléctrico basal do próprio corpo como um todo. Este eléctrodo é normalmente colocado numa região de eminência óssea próxima da região em que se está a proceder à medição de sinal EMG. Neste sentido o eléctrodo foi colocado sobre o maléolo medial contralateral.

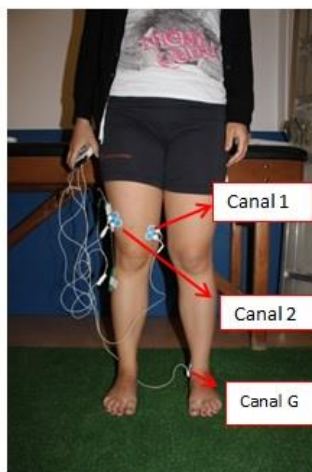


Imagem 1 - Representação da disposição dos eléctrodos EMG durante o procedimento experimental

Colocação do Electrogoniómetro

O eletrogoniómetro foi posicionado a 90° de flexão do joelho, com o braço proximal orientado com a linha média lateral do fémur, usando como referência o grande trocânter, e o braço distal orientado com a linha média lateral da fíbula, usando como referência o maléolo lateral e a cabeça da fíbula, tendo sido utilizado um Goniómetro Universal.

Aquisição dos valores de EMG em repouso e calibração do electrogoniómetro

Aquisição dos valores de EMG do VMO e VL em repouso, durante 3-5 segundos, com o sujeito sentado com a anca e joelho a 90° de flexão e calibração do electrogoniómetro, considerando a posição inicial os 90° de flexão do joelho e a posição final a extensão completa do joelho, ou seja 0° de flexão do joelho.

Avaliação da Contração Isométrica Máxima Voluntária (CIMV)

Avaliado com o sujeito sentado, durante a extensão isométrica resistida do joelho (0°). Resistência aplicada pelo investigador ao nível da porção média da tíbia, tendo sido utilizado reforço verbal de forma a encorajar o voluntário a realizar a sua força máxima. Devido à normalização da intensidade dos dados electromiográficos foram avaliadas três repetições, sendo utilizado o valor máximo obtido para o posterior tratamento de dados. Cada CIMV foi mantida durante cinco segundos, com um período de repouso de 30 segundos entre cada contração, de forma a evitar fadiga. Foi ainda utilizada a EVN para a avaliação da dor.

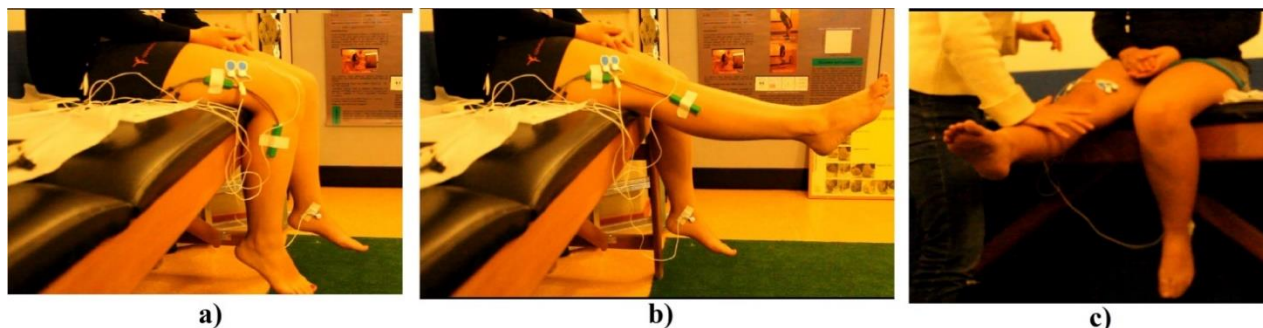


Imagem 2 - a) e b) Posicionamento e calibração do electrogoniómetro; c) Avaliação da Contração Isométrica Máxima Voluntária

Execução dos exercícios

A ordem de execução dos exercícios foi previamente seleccionada, de forma aleatória, e pode ser consultada no Dossier Complementar (Documento III – Tabela 5).

Os voluntários foram instruídos e familiarizados no sentido de compreenderem e realizarem correctamente os movimentos de pronação (eversão, flexão dorsal e abdução) e supinação (inversão, flexão plantar e adução) do pé, de forma a conseguirem realizar o movimento de extensão completa do joelho, controlando de forma satisfatória a velocidade e o alinhamento necessário (posição neutra do fémur). Os exercícios foram realizados na posição de sentado, com a anca e joelhos a 90° de flexão, sem o apoio das costas e sem o apoio dos pés, com os braços relaxados.

Foi realizada 1 série de 10 repetições, de cada exercício, na amplitude pretendida com regresso à posição inicial, com o objectivo de avaliar a fase concêntrica de extensão do joelho dos 90 aos 0° de flexão. Cada exercício foi realizado a uma velocidade aproximada de 40bpm, sendo a fase concêntrica da extensão do joelho dos 90 aos 0° é realizada a uma velocidade aproximada de 20bpm, com recurso a um metrómetro digital. Os voluntários foram instruídos no sentido de começarem por realizar o movimento ao nível do pé, mantendo a contração isométrica antes de iniciarem a extensão do joelho dos 90 aos 0° de flexão do joelho, e em controlar a rotação da anca.

Não foi utilizada resistência externa, tendo sido utilizado incentivo e orientação verbal.

Processamento de dados

Para o tratamento de dados foi utilizado o Matlab (2012), cujas rotinas podem ser consultadas no Dossier Complementar (Documento IV). O sinal EMG em bruto foi filtrado em pós-processamento recorrendo a um filtro digital com banda de passagem de 10-490 Hz, de forma a

eliminar ruídos. O sinal foi posteriormente rectificado e suavizado usando um filtro passa-baixo Butterworth de 4ª ordem (12Hz).

Para a calibração do electrogoniómetro procedeu-se à normalização do sinal recolhido com base nos valores máximos e mínimos medidos. O valor mínimo obtido, correspondente ao início do movimento foi considerado como os 90° de flexão de joelho e a o valor máximo obtido, correspondente à extensão máxima do joelho, foi considerado como os 0° de extensão. Este processo permitiu a determinação dos ciclos de movimento (repetições).

Para a análise dos dados foram excluídas as duas primeiras e as duas últimas repetições, de modo a diminuir a variância e a variabilidade intra-sujeito, tendo em conta a necessidade de adaptação motora e a possível fadiga muscular. Para cada exercício foram realizadas 10 repetições de cada exercício, tendo sido apenas considerada a fase concêntrica do movimento, definido através da amplitude de movimento e avaliada a partir dos dados recolhidos pelo electrogoniómetro

Considerando a grande variabilidade do sinal EMG intra-sujeito, foram considerados os valores normalizados, cujo processo consiste na transformação dos valores absolutos em valores relativos a um sinal EMG de referência, considerado como 100% o obtido através da avaliação da CIMV. A CIMV foi avaliada três vezes, tendo sido considerado o valor mais alto obtido nas três repetições.

Numa primeira fase, para cada sujeito e para cada uma das repetições consideradas para análise, achou-se o pico máximo de activação e a amplitude articular (ROM) em que este ocorreu, calculou-se o rácio entre o VMO/VL em cada uma dessas amplitudes, o valor médio de activação EMG, o rácio VMO/VL médio e ainda a diferença nos tempos de activação EMG do VMO em relação ao VL. Posteriormente procedeu-se ao cálculo da média das repetições consideradas, para cada uma dessas variáveis. Por se tratar de valores normalizados foi possível calcular valores médios para cada grupo.

Análise Estatística

Numa primeira fase recorreu-se à análise de frequência (quantitativa e percentual) e à análise descritiva (média e desvio padrão) das variáveis consideradas na avaliação subjectiva, objectiva e electromiográfica. Posteriormente, para a comparação intra-grupos recorreu-se à estatística inferencial com testes não-paramétricos tendo em conta o tamanho da amostra e o facto de a normalidade não estar implícita. Uma vez que o objectivo passa por comparar a influência da

posição do pé (3 subvariáveis) na actividade EMG do VMO e VL em cada um dos grupos, optou-se pela utilização do teste de Friedman, uma vez que a distribuição das amostras são idênticas, diferem na localização e que este teste utiliza a ordenação dos dados para a comparação estatística.

Resultados

Os resultados obtidos através da aplicação de estatística descritiva às variáveis quantitativas, pelo cálculo da média e do desvio padrão, encontram-se apresentados na Tabela 6, enquanto os resultados relativos à análise de frequência (quantitativa e percentual) das variáveis consideradas na avaliação subjectiva e objectiva estão descritos na Tabela 7. Os registos da avaliação subjectiva e objectiva pode ser consultado no Dossier Complementar (Documento V).

Todos os voluntários do GE (N=8) relataram dor em pelo menos três das actividades funcionais sugeridas, em que a realização de agachamentos e a prática desportiva foram actividades comuns a todos os voluntários. Neste grupo, 5 dos 8 sujeitos apresentavam sintomatologia bilateral, que acabaram por ser avaliados no lado dominante, que revelou ser o mais sintomático em todos eles. Relativamente às características consideradas na avaliação objectiva, 3 sujeitos apresentavam aumento do ângulo Q, 5 tinham alterações ao nível do alinhamento passivo da articulação patelofemoral, 7 mostraram alterações relativas ao alinhamento dinâmico da articulação patelofemoral e 4 apresentavam pronação excessiva do pé.

Tabela 6 - Caracterização da amostra: média e desvio padrão das variáveis avaliadas

Estatística Descritiva	GC (N=10)	GE (N=8)	Total (N=18)
Idade (anos)	21,90 \pm 4,73	24,25 \pm 9,88	22,94 \pm 7,31
Peso (Kg)	60,0 \pm 6,72	59,88 \pm 11,35	59,94 \pm 8,77
Altura (cm)	1,66 \pm 0,09	1,64 \pm 0,07	1,65 \pm 0,08
Índice de Massa Corporal (Kg/m ²)	21,76 \pm 1,83	22,07 \pm 3,57	21,90 \pm 2,65
Ângulo Q (graus)	12,60 \pm 1,90	16,75 \pm 3,73	14,44 \pm 3,48
Ângulo do Retropé (graus)	5,50 \pm 1,72	7,37 \pm 2,61	6,33 \pm 2,30
Navicular Drop (mm)	5,80 \pm 1,81	8,75 \pm 2,05	7,11 \pm 2,40
<i>Foot Posture Index</i> (-12 a 12+)	2,70 \pm 2,50	7,62 \pm 2,56	4,88 \pm 3,51
Escala Visual Numérica – nos últimos 3 meses	1,30 \pm 2,31	5,75 \pm 2,71	3,28 \pm 3,32
Escala Visual Numérica – Dia avaliação	0 \pm 0	1 \pm 0,93	0,44 \pm 0,78
Escala Visual Numérica – Avaliação da CIVM	0 \pm 0	1,63 \pm 1,061	0,72 \pm 1,07

Legenda:

GE – Grupo experimental, constituído por voluntários com Síndrome Patelofemoral

GC – Grupo de controlo, constituído por voluntários saudáveis

De forma a facilitar a interpretação quantitativa e comparativa, os resultados EMG obtidos e normalizados (Dossier Complementar – Documento VI), foram ordenados de forma decrescente e a posição neutra considerada como referência (Tabela 8) e podem ser consultados graficamente no Apêndice I

Dos dois músculos avaliados apenas o VMO obteve resultados com diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0.05$) entre as variações dos exercícios considerados. Essas diferenças, apenas foram verificadas no GE, para variável EMG máximo (Tabela 9).

Tabela 7 - Caracterização da amostra:
Análise de frequência das variáveis não quantitativas da avaliação subjectiva e objectiva.

Variáveis	GC (N=10)	GE (N=8)	Total (N=18)
Género			
Feminino	6 (60%)	7 (87,5%)	13 (72,2%)
Masculino	4 (40%)	1 (12,5%)	5 (27,8%)
Lateralidade			
Membro Inferior Direito	9 (90%)	7 (87,5%)	16 (88,8%)
Membro Inferior Esquerdo	1 (10%)	1 (12,5%)	2 (11,1%)
Dor na região anterior do joelho			
Sem Dor	10 (100%)	0 (0%)	10 (55,6%)
Membro Inferior Direito	0 (0%)	3 (37,5%)	3 (16,7%)
Membro Inferior Esquerdo	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Dor Bilateral	0 (0%)	5 (62,7%)	5 (27,8%)
Membro Inferior Avaliado			
Membro Inferior Direito	9 (90%)	7 (87,5%)	16 (88,8%)
Membro Inferior Esquerdo	1 (10%)	1 (12,5%)	2 (11,2%)
Dor em pelo menos 3 Actividades Funcionais	0 (0%)	8 (100%)	8 (44,4%)
Dor			
Palpação bordos patelares	0 (0%)	6 (75%)	6 (33,3%)
Durante a Contração isométrica voluntária máxima	0 (0%)	7 (87,5%)	7 (38,9%)
Escala visual numérica > 4 durante a avaliação da Contração isométrica voluntária máxima	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Alteração do alinhamento da articulação patelofemoral			
Alinhamento passivo	1 (10%)	5 (62,5%)	6 (33,3%)
Alinhamento dinâmico	3 (30%)	7 (87,5%)	10 (55,6%)
Alinhamento do Membro Inferior			
Ângulo Q ($\geq 15^\circ$ Homens e $\geq 20^\circ$ Mulheres)	0 (0%)	3 (37,5%)	3 (16,7%)
Pronação excessiva do pé	1 (10%)	4 (50%)	5 (27,8%)
Ângulo do retropé ($\geq 6^\circ$)	4 (40%)	5 (62,5%)	9 (50%)
Navicular Drop (≥ 10 mm)	1 (10%)	3 (37,5%)	4 (22,2%)
Foot Posture Index ($\geq 7+$)	2 (20%)	6 (75%)	8 (44,4%)

Legenda:

GE - Grupo experimental, constituído por voluntários com Síndrome Patelofemoral

GC - Grupo de controlo, constituído por voluntários Saudáveis

Tabela 8 - Valores de EMG normalizados e ordenados de forma decrescente

Grupos		GC		GE	
Variáveis		VMO	VL	VMO	VL
EMG Máximo	1º	Pronação (0,20±0,11)	Pronação (0,24±0,14)	Neutro (0,34±0,18)**	Neutro (0,36±0,18)
	2º	Neutro (0,17±0,06)	Neutro (0,21±0,11)	Supinação (0,32±0,17)	Supinação (0,34±0,17)
	3º	Supinação (0,16±0,07)	Supinação (0,19±0,07)	Pronação (0,27±0,15)**	Pronação (0,30±0,13)
ROM EMG Máximo	1º	Supinação (-71,05±16,32)	Supinação (-70,09±17,78)	Pronação (-64,72±23,18)	Pronação (-65,68±23,70)
	2º	Neutro (-67,69±24,12)	Neutro (-68,11±21,91)	Neutro (-63,98±24,19)	Neutro (-63,98±24,63)
	3º	Pronação (-55,49±28,89)	Pronação (-54,8±30,03)	Supinação (-54,74±26,33)	Supinação (-55,14±25,73)
EMG Médio	1º	Pronação (0,07±0,04)	Pronação (0,08±0,04)	Supinação (0,10±0,05)	Supinação (0,11±0,05)
	2º	Neutro (0,05±0,02)	Neutro (0,07±0,03)	Neutro (0,10±0,05)	Neutro (0,11±0,06)
	3º	Supinação (0,05±0,03)	Supinação (0,06±0,03)	Pronação (0,09±0,05)	Pronação (0,10±0,05)
Rácio VMO/VL	1º	Supinação (0,80±0,38)		Supinação (0,85±0,28)	
	2º	Pronação (0,79±0,35)		Neutro (0,84±0,25)	
	3º	Neutro (0,76±0,31)		Pronação (0,80±0,29)	
“Onset” VMO-VL	1º	Neutro (-33,51±140,72)		Neutro (-26,11±224,11)	
	2º	Supinação (-18,64±118,81)		Supinação (-7,80±147,66)	
	3º	Pronação (10,18±66,56)		Pronação (5,39±182,94)	

Legenda:

** Variações onde se verificaram resultados estatisticamente significativos, ($p < 0,05$) através do teste de Friedman

GE - Grupo experimental, constituído por voluntários com Síndrome Patelofemoral

GC - Grupo de controlo, constituído por voluntários Saudáveis

VMO – Vasto Medial Oblíquo

VL – Vasto Lateral

Tabela 9 - Comparação intra grupos, análise multivariada – Valores de **p** obtidos pelo teste de Friedman

Variáveis	EMG máximo		ROM EMG máximo		EMG médio		Rácio médio	Onset	Grupo
	VMO	VL	VMO	VL	VMO	VL	VMO/VL	VMO-VL	
1º	0,037**								GE
2º	1,000	0,417	0,197	0,325	0,223	0,417	0,417	0,697	
3º	0,137**								
1º									GC
2º	0,067	0,202	0,497	0,497	0,122	0,061	0,670	0,497	
3º									

Legenda:

** Variações onde se verificaram resultados estatisticamente significativos, ($p < 0,05$) - Teste de Friedman

GE - Grupo experimental, constituído por voluntários com Síndrome Patelofemoral

GC - Grupo de controlo, constituído por voluntários Saudáveis

VMO – Vasto Medial Oblíquo

VL – Vasto Lateral

Pico máximo de actividade EMG (EMG Máximo)

Os valores mais elevados foram alcançados no GE (0,34-0,27) em todas as variações consideradas embora numa sequência (1º Posição Neutra, 2º Supinação, 3º Pronação) diferente da verificada no GC (1º Pronação, 2º Posição Neutra, 3º Supinação) que obteve os valores mais baixos (0,20-0,16). Foi ainda observado o mesmo padrão de dados entre o VMO e o VL, em ambos os grupos.

Amplitude em que ocorreram os picos máximos (ROM EMG máximo)

Os picos máximos de EMG de ambos os grupos e músculos ocorreram nos primeiros 40º de movimento (entre os 90º e os 50º de flexão do joelho).

No GE as amplitudes variaram 10º entre o exercício cujo ROM do EMG máximo ocorreu mais cedo (a Pronação aos $-64,72 \pm 23,18^\circ$ para o VMO e aos $-65,68 \pm 23,70^\circ$ para o VL) e o que ocorreu mais tarde (a Supinação aos $-54,74 \pm 26,33^\circ$ para o VMO e aos $-55,14 \pm 25,73^\circ$ para o VL).

Já no GC as amplitudes variaram 15º e o padrão foi inverso no sentido em que o ROM do EMG máximo ocorreu mais cedo com a Supinação (aos $-71,05 \pm 16,32^\circ$ para o VMO e os $-70,09 \pm 17,78^\circ$ para o VL) e mais tarde com a Pronação ($-55,49 \pm 28,89^\circ$ para o VMO e os $-54,8 \pm 30,03^\circ$ para o VL).

EMG médio

O GC segue a mesma sequência e padrão verificado no EMG máximo, para os dois músculos, cujo valor mais alto se verificou com a Pronação ($0,07 \pm 0,04$).

O GE obteve valores um pouco mais altos que o GC e apresentou uma sequência de resultados diferente, onde a Pronação foi a variação com valores mais baixos ($0,09 \pm 0,05$ para o VMO e $0,10 \pm 0,05$ para o VL) para os dois músculos.

Rácio VMO/VL médio

O GE apresenta rácios ligeiramente superiores aos do GC em todos os exercícios, no entanto, quantitativamente a Supinação foi a posição que obteve rácios médios mais altos, em ambos os grupos. Os rácios mais baixos foram registados com a posição Neutra ($0,76 \pm 0,31$) no caso do GC e com a Pronação ($0,80 \pm 0,29$) no caso do GE.

Verificaram-se rácios da mesma grandeza (80-85% no GC e 76-80 % no GE), tendo-se verificado a maior diferença com a posição Neutra (84% no GE e 76% no GC).

Onset VMO-VL

O Onset VMO-VL indica o atraso de activação do VMO em relação ao VL, portanto quanto menor o valor menor a diferença entre os tempos de activação entre os dois músculos, considerando-se a pré-activação do VMO em relação ao VL, na presença de valores negativos.

Qualitativamente as variações são semelhantes para os dois grupos, verificando-se a mesma sequência. Uma vez que, em todas as variações o GC apresenta valores mais negativos podemos concluir que se verifica uma pré-activação mais precoce neste grupo. Para os dois grupos, verificou-se uma pré-activação do VMO com a posição Neutra e com a Supinação, enquanto que com a Pronação se verificou uma pré-activação do VL.

~

Discussão

Este estudo tinha como objectivo analisar os efeitos dos movimentos de pronação e supinação do pé na actividade EMG do VMO e VL durante a extensão concêntrica do joelho em CCA, em sujeitos assintomáticos (GC) e sujeitos com SPF (GE).

A amostra do estudo é constituída por 18 voluntários (13 mulheres e 5 homens) que cumpriram os critérios de inclusão e exclusão do GC (6 mulheres e 4 homens) e do GE (7 mulheres e 1 homem). Tendo em conta a natureza e o objectivo do estudo, a homogeneidade inter-grupos não se impõe. Cada grupo individualmente apresenta uma homogeneidade aparente, no entanto é necessário considerar que o GE é constituído maioritariamente por mulheres. Esta distribuição da amostra reflecte em parte a distribuição assimétrica entre géneros associada ao SPF (Boling *et al.*, 2010; Fulkerson & Arendt, 2000) pelo que não será considerada uma limitação metodológica, uma vez que é representativa do que acontece na clínica.

Apesar de ser consensual a influência de factores distais, a pronação e supinação do pé nunca foram directamente estudados em CCA, cuja compreensão pode revelar-se vantajosa para o desenvolvimento de estratégias de tratamento do SPF, tendo sido apenas considerada a componente de rotação da tíbia.

A componente mecânica de rotação interna da tíbia associada à pronação excessiva ou prolongada, tem sido proposta como responsável pelo atraso da rotação externa da tíbia e por alterar o momento de extensão do joelho e de supinação do retropé, na marcha durante a fase de impulsão (Chuter & Janse de Jonge, 2012; Hamill, 1994; Stergiou, 1999). Alguns autores estudaram a influência da posição de rotação da tíbia associada à extensão isométrica do joelho a 45 (Cerny, 1995), 90, 150 e 175° (Signorile, 1995) enquanto Bessa *et al.* (2008) e (O'Sullivan & Popelas, 2005) avaliaram os últimos 30° de extensão do joelho, todos tendo como hipótese a possibilidade de a rotação da tíbia poder conferir maior ou menor vantagem mecânica à activação dos músculos estabilizadores da articulação patelofemoral.

Neste estudo também a componente de rotação da tíbia é considerada, mas de forma indirecta ao considerarmos que a pronação está associada à rotação interna da tíbia e a supinação à rotação externa.

Por outro lado, autores como Hunt and Smith (2004) e Murley *et al.* (2009) também defenderam a presença de alterações e compensações musculares durante a marcha em sujeitos com

pronação excessiva, sugerindo que o modelo patomecânico associado à pronação excessiva e a presença de fadiga em músculos específicos possa contribuir para o desenvolvimento do SPF (Levinger & Gilleard, 2007). Apenas autores como Sousa and Macedo (2010) e Laprade (1998) estudaram a influência da contracção resistida dos rotadores da tíbia na actividade EMG dos estabilizadores da patela. No entanto a activação dos rotadores internos da tíbia pode estar associada a acção dos supinadores do pé, assim como a rotação externa resistida da tíbia pode estar associada a acção dos pronadores do pé, que podem ter uma acção sinergista sobre os músculos estabilizadores da patela.

Torna-se portanto necessária bastante prudência na interpretação e comparação dos resultados dos vários estudos, reforçada pela grande diferença metodológica observada entre eles e uma vez que apenas um dos estudos incluiu sujeitos com SPF (Laprade, 1998)

Neste estudo foram observados alguns padrões nos resultados, dependentes da posição do pé adoptada durante a extensão do joelho em CCA, no GE e o GC. No entanto é necessário ter em consideração que dos dois músculos avaliados apenas o VMO obteve resultados com diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0.05$) entre as variações dos exercícios considerados. Essas diferenças, apenas foram verificadas no GE e para a variável EMG máximo.

Tal como demonstrado no estudo de Signorile (1995) onde foram reportadas intensidades EMG mais altas para o VMO aos 90° de flexão do joelho, neste estudo os picos máximos ocorreram nos primeiros 40° de movimento. Estes resultados vão de encontro às premissas que reconhecem que o VMO actua ao longo de toda a amplitude de extensão do joelho e não apenas na fase terminal (Lieb & Perry, 1968; Signorile, 1995).

Relativamente a amplitude em que ocorreram os picos máximos de activação EMG, verificou-se o mesmo padrão nos resultados dos dois grupos, no sentido em que as variações (Pronação no GE e Supinação no GC) que obtiveram valores de EMG máximo mais baixos são também as variações cujo EMG máximo ocorre mais cedo

Numa perspectiva neuromecânica a activação selectiva do VMO pode dever-se ao aumento da intensidade relativa do VMO em relação ao VL, a uma diminuição da dominância lateral do VL, assim como à pré-activação do VMO em relação ao VL, devendo ainda reflectir-se ao nível do rácio VMO/VL de forma a conferir maior estabilidade activa da patela (Bessa *et al.*, 2008).

Neste estudo, no que diz respeito ao EMG máximo e médio e ao Rácio VMO/VL médio, a **Pronação** parece ser ter sido a variação **mais vantajosa para o GC** e **menos vantajosa para o GE** em relação à activação do quadricípite.

No GC, relativamente ao Rácio VMO/VL médio verificou-se que qualquer uma das variações obteve resultados superiores à posição Neutra. Apesar de a Supinação apresentar os rácios mais altos a Pronação torna-se mais relevante uma vez que está associada ao aumento da actividade média do VMO, apesar de o VL também ter obtido EMG médios mais altos com esta variação. Os resultados do EMG médio do VMO foram semelhantes entre as restantes variações, no entanto relativamente ao VL a Supinação foi a variação que obteve EMG médios mais baixos, o que pode justificar os rácios mais altos com esta variação.

A Pronação foi ainda a variação que obteve EMG máximos mais altos seguindo-se da posição Neutra e da Supinação, relativamente aos dois músculos.

Os resultados obtidos no GC sugerem para que a posição inicial da tíbia influencie a actividade dos estabilizadores da patela e que a rotação interna induzida pela pronação do pé possa ser a melhor posição para promover a actividade do VMO.

Signorile *et al.*, (1995) estudaram a contracção isométrica do quadricípite com o joelho a 90, 150 e 175° associado à rotação interna, a rotação externa e a posição neutra do pé em máxima flexão dorsal, em sujeitos saudáveis. A rotação interna também foi a variação em que obteve resultados mais altos relativamente ao EMG médio do VMO e ao Rácio VMO/VL, mas apenas aos 175°. Os autores descrevem que a extensão do joelho foi associada à rotação externa e interna do pé, pelo que se considerou que mecanicamente se trata do posicionamento activo da tíbia em rotação, uma vez que os autores descrevem que foi pedida a associação da flexão dorsal.

Num estudo semelhante, Cerny (1995) avaliou a extensão isométrica do joelho a 45° de flexão, associados ao posicionamento da tíbia em rotação externa, rotação interna e na posição neutra, em 21 sujeitos saudáveis, relativamente ao EMG médio, ao Rácio VMO/VL e ao EMG máximo. A rotação interna da tíbia obteve rácios VMO/VL mais altos que os obtidos com a rotação externa, no entanto os resultados mais altos foram obtidos com a posição neutra. Relativamente ao EMG médio do VMO a rotação interna da tíbia também foi variação que obteve resultados mais altos enquanto as restantes variações obtiveram resultados semelhantes entre si. Já em relação ao VL

os resultados mais altos foram obtidos com a rotação externa. Qualquer uma das variações obteve resultados mais altos no VL comparativamente ao VMO.

Apenas um autor estudou a influência da rotação da tibia durante a realização de últimos graus de extensão do joelho saudáveis (Bessa, S. et al., 2008). No entanto o padrão de resultados obtidos foram inversos aos verificados neste estudo, no sentido em que rotação interna foi a variação que obteve resultados mais baixos nos sujeitos saudáveis. A não ser que consideremos que houve influência dos supinadores, na manutenção da tibia em rotação interna.

Por outro lado, no estudo Sousa and Macedo (2010), a rotação interna resistida da tibia, que pode implicar a acção dos supinadores, associada a contracção isométrica dos extensores do joelho encontrou-se os rácios VMO/VL mais elevados. No estudo de Sousa and Macedo (2010). a rotação interna resistida da tibia foi ainda avaliada em diferentes posições da tibia, e não foram encontradas diferenças entre elas. Os autores concluíram que a contracção resistida dos rotadores internos da tibia aumentava o rácio VMO/VL durante a contracção isométrica máxima do quadríceps e que a posição de rotação da tibia não influenciava os resultados.

No GE verificou-se um padrão inverso ao observado no GC. A Pronação obteve os resultados mais baixos relativamente às variáveis rácio VMO/VL e EMG médio e máximo, enquanto a Supinação registou rácios VMO/VL mais altos apesar de relativamente ao EMG médio os resultados terem sido semelhantes à posição neutra.

Estes resultados podem sugerir maior influência da activação muscular dos Supinadores do que da posição articular de rotação interna da tibia associada à Pronação do pé.

Esta influência pode não ter sido suficientemente forte, o que pode justificar a semelhança entre os resultados de EMG médios da Supinação e posição Neutra. O que, por outro lado pode estar associado ao facto de metade dos sujeitos do GE apresentar pronação excessiva, fazendo com que à partida apresentem uma posição inicial condicionada e desequilíbrios musculares associados (Hunt & Smith, 2004; Levinger & Gilleard, 2007; Murley *et al.*, 2009)

Os EMG máximos mais altos foram registados com a posição neutra cuja diferença foi significativa ($p=0,04$) em relação à variação que obteve os resultados mais baixos, a Pronação.

Estes resultados são opostos aos verificados por Bessa, S. et al., (2008) e O'Sullivan, B., et al. (2005) onde a rotação interna da tibia associada aos últimos graus de extensão do joelho foi o exercício em CCA que melhores resultados obteve na activação do VMO em sujeitos com SPF, a não ser que se considere que houve influência dos supinadores na manutenção da posição da tibia.

No estudo Laprade, *et al.*, (1998), a rotação interna resistida da tíbia associada a contracção isométrica dos extensores do joelho encontrou-se os rácios VMO/VL mais elevados. Segundo os autores esta possível interacção está relacionada com o facto de aos 90° de flexão do joelho o VMO actuar como rotador interno da tíbia, devido a sua inserção aponevrótica na região antero medial da tíbia.

Considerou-se que estes autores tenham estudado a acção indirecta dos supinadores, uma vez que a resistência foi aplicada no bordo interno do pé, o que pode justificar a participação dos supinadores e a sua influência nos resultados, devido a uma possível acção sinergista com o VMO.

Os resultados do presente estudo parecem indicar um mecanismo semelhante ao explicado por Sousa and Macedo (2010) e Laprade (1998). No entanto não podemos deixar de ter em conta as diferenças metodológicas nomeadamente o facto de terem avaliado a extensão isométrica do joelho a 90 e a 70° e de os autores não terem incluído o estudo a rotação externa resistida da tíbia, de no estudo de Laprade (1998) a posição inicial incluía a tíbia posicionada a 30° de rotação externa e com o pé a 30° de flexão plantar e de neste estudo não se ter aplicado resistência externa.

Em sujeitos com SPF especula-se que ocorra uma pré-activação do VL e que este também apresente intensidades relativas superiores às do VMO (Cavazzuti *et al.*, 2010; Van Tiggelen *et al.*, 2009) Sugere-se na literatura, a partir de estudos com modelos experimentais que um atraso de 5ms na activação do VMO em relação ao VL, resulta num aumento de 26% da carga lateral exercida sobre a articulação patelofemoral (Neptune *et al.*, 2000). Vários autores estudaram esta teoria do desequilíbrio dinâmico, no entanto apesar de não existir consenso no que diz respeito à significância funcional destas diferenças nos tempos de activação e de terem sido considerados diferentes critérios clínicos, os 10ms são considerados o parâmetro de classificação do tempo de activação do VMO em relação ao VLO e VLL. (Cowan, S. M. *et al.*, 2001; Pulzatto, 2005)

Neste estudo, relativamente à variável “onset”, os resultados foram qualitativamente semelhantes para as duas populações, apesar de quantitativamente superiores no GC. Em ambos os grupos foram registadas diferenças superiores a 10ms em todas as variações à excepção da Pronação no GE. A Pronação foi a variação que obteve piores resultados para ambos os grupos, tendo-se verificado uma pré-activação do VL em relação ao VMO. Nas restantes variações observou-se uma pré-activação do VMO em relação ao VL, no entanto a posição Neutra foi a que obteve maior diferença, em ambas as populações.

Globalmente também se verificou que os valores de EMG do GE foram superiores aos do GC, o que vai de contra o que seria de esperar (Cesarelli *et al.*, 1999; Sousa & Macedo, 2010; Tang *et al.*, 2001). Uma hipótese é que os resultados possam ter sido influenciados pelo facto de vários voluntários já terem realizado Fisioterapia e poderem estar mais familiarizados com os exercícios.

Outras características da amostra nomeadamente o número de sujeitos envolvidos, o facto de o GE ser constituído maioritariamente por mulheres e o facto de metade apresentar pronação excessiva, são factores a ter em conta pois podem ter a sua influência nos resultados, tornando-se pouco prudente generaliza-los, sendo apenas possível a colocação de hipóteses e proposta de novos estudos.

Por exemplo, em relação à amostra seria interessante considerar um estudo constituído por sujeitos saudáveis e com SPF, com e sem pronação excessiva. Tendo em conta a falta de consenso em relação às terminologias utilizadas para descrever os movimentos do pé utilizados, também seria interessante verificar as diferenças entre eversão e a pronação assim como entre a inversão e a supinação. Ainda em relação à componente metodológica e tendo em conta os resultados obtidos no GE e o facto de metade destes sujeitos apresentarem pronação excessiva, seria interessante estudar o efeito da resistência nos movimentos do pé, de forma a potência a influência muscular envolvida principalmente dos supinadores.

Com base na necessidade e importância de potenciar a fase inicial de reabilitação do joelho, centrada principalmente em exercícios realizados em CCA, cujo objectivo passa pela selectividade do VMO, seria interessante explorar os resultados alcançados em contexto clínico, como por exemplo durante a avaliação ou utilização de *biofeedback* com estratégia complementar de tratamento, uma vez que aparentemente os movimentos de pronação e supinação do pé parecem influenciar a actividade das diferentes componentes do quadríceps e com efeitos no alinhamento dinâmico da articulação patelofemoral, podendo tornar-se uma variável a ter em conta no processo de reabilitação.

Conclusão

Este estudo de natureza observacional e descritiva, quasi-experimental, foi realizado com o objectivo de analisar os efeitos dos movimentos de pronação e supinação do pé na actividade EMG do VMO e VL durante a extensão concêntrica do joelho em CCA, em sujeitos assintomáticos (GC) e sujeitos com SPF (GE).

Neste estudo, no que diz respeito ao EMG máximo e médio e ao Rácio VMO/VL médio, a Pronação parece ser a variação mais vantajosa nos sujeitos assintomáticos, tendo obtido os resultados mais altos.

Nos sujeitos com SPF, apesar de não se ter encontrado um padrão que permita afirmar qual a melhor variação, a Supinação foi a que obteve os resultados mais altos relativamente ao rácio VMO/VL.

Relativamente à variável “*onset*” nenhum dos exercícios se revelou mais vantajoso que a posição neutra. Por outro lado a Pronação foi a variação dos exercícios que obteve piores resultados para ambos os grupos, tendo-se verificado uma pré-activação do VL em relação ao VMO.

Os resultados obtidos nos sujeitos assintomáticos sugerem que a posição inicial da tíbia influencie a actividade dos estabilizadores da patela e que a rotação interna, neste caso induzida pela pronação do pé, possa ser a melhor posição para promover a actividade do VMO.

Por outro lado, os resultados obtidos nos sujeitos com SPF podem sugerir maior influência da activação muscular dos Supinadores do que da posição articular de rotação interna da tíbia associada à Pronação do pé.

Este estudo reforça a importância de ter em conta todos os factores contribuintes para o desenvolvimento do SPF, como a posição do pé, quer na fase de avaliação como no desenvolvimento e aplicação do plano de intervenção.

Apesar de os resultados não poderem ser generalizados, em contexto clínico e com recurso a aparelhos de electromiografia ou *biofeedback*, poderá ser interessante incluir estas variáveis de modo a verificar se alguma das posições condiciona a activação do VMO

Bibliografia

- Barton, C., Bonanno, D., Levinger, P., Menz, H. (2010). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40 (5), 286-96.
- Bennell, K., Bartam, S., Crossley, K., Green, S. (2000). Outcome measures in patellofemoral pain syndrome, test retest reliability and inter relationships.pdf>. *Physical Therapy in Sport* 132-41.
- Bessa, S., Santos, E., Silveira, R., Maia, P., Brasileiro, J. (2008). Atividade eletromiografica do vasto medial obliquo em portadores da síndrome da dor patelofemoral.pdf>. *Fisioter Pesq.*, 15 (2), 157-63.
- Bevilaqua-Grossi, D., Pedro, V., Sousa, G., Bérzin, F. (2004). Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the vastus lateralis muscle.pdf>. *Braz. J. morphol. Sci* 21 (1), 47-52.
- Bevilaqua-Grossi, D., Felicio, L., Simões, R., Coqueiro, K., Pedro, V. (2005). Avaliação EMG dos musculos estabilizadores da patela durante exercicio isometrico de agachamento em individuos com SPF.pdf>. *Rev Bras Med Esporte* 11 (3), 159-163.
- Bizzini, M., Childs, C., Piva, S., Delitto, A. (2003). Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome.pdf>. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33 (1), 4-21.
- Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A. (2010). Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*, 20 (5), 725-30.
- Boling, M.C., Bolgia, L.A., Mattacola, C.G., Uhl, T.L., Hosey, R.G. (2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 87 (11), 1428-35.
- Burns, J., Keenan, A., Redmond, A. (2005). Foot type and overuse injury in triathletes.pdf>. *J Am Podiatr Med Assoc*, 95 (3), 235-241.
- Callaghan, M.J. & Selfe, J. (2007). Has the incidence or prevalence of patellofemoral pain in the general population in the United Kingdom been properly evaluated? *Physical Therapy in Sport*, 8 (1), 37-43.
- Calmbach, W. & Hutchens, M. (2003). Evaluation of patients presenting with knee pain part II differential diagnosis.pdf>. *American Family Physician*, 68 (5), 917-922.
- Cavazzuti, L., Merlo, A., Orlandi, F., Campanini, I. (2010). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture*, 32 (3), 290-5.
- Cerny, K. (1995). Vastus Medialis Oblique/Vastus Lateralis Muscle Activity Ratios for Selected Exercises in Persons With and Without Patellofemoral Pain Syndrome.pdf>. *Phys Ther*, 75 (8), 672-683.
- Cesarelli, M., Bifulco, P., Bracale, M. (1999). Quadriceps muscles activation in anterior knee pain during isokinetic exercise.pdf>. *Medical Engineering & Physics*, 21 469-478.
- Charlesworth, S. & Johansen, S., (2010). *Navicular Drop Test - User guide and manual.pdf>* Hogeschool van Amsterdam.
- Cheung, R., Ng, G., Chen, B. (2006). Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners.pdf>. *Sports Med*, 36 (3), 199-205.
- Chuter, V.H. & Janse de Jonge, X.A. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait Posture*, 36 (1), 7-15.
- Cichanowski, H.R., Schmitt, J.S., Johnson, R.J., Niemuth, P.E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*, 39 (8), 1227-32.
- Cook, C., Mabry, L., Reiman, M.P., Hegedus, E.J. (2012). Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy*, 98 (2), 93-100.

- Cook, C., Hegedus, E., Hawkins, R., Scovell, F., Wyland, D. (2010). Diagnostic accuracy and association to disability of clinical test findings associated with patellofemoral pain syndrome. *Physiother Can*, 62 (1), 17-24.
- Cowan, S., Hodges, P., Bennell, K. (2001). Anticipatory activity of vastus lateralis and vastus medialis obliquus occurs simultaneously in voluntary heel and toe raises.pdf>. *Physical Therapy in Sport*, 2 71-79.
- Cowan, S.M., Hodges, P.W., Bennell, K.L., Crossley, K.M. (2002). Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (7), 989-995.
- Cowan, S.M., Bennell, K.L., Hodges, P.W., Crossley, K.M., McConnell, J. (2001). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 82 (2), 183-9.
- De Luca, C.J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle & Nerve*, 16 210-216.
- DeLuca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Applied Biomech*, 13 135-63.
- Demura, S. (2001). Lateral dominance of leg in maximal muscle power muscular endurance and grading ability.pdf>. *Perceptual and Motor Skills*, 93 11-23.
- Deng, J. (2010). Reliability and validity of the sit-to-stand navicular drop test. do static measurest.pdf>. *Journal of Student Physical Therapy Research*, 2 (1), 21-28.
- Dixit, S. (2007). Management of patellofemoral pain syndrome.pdf>. *American Family Physician*, 75 (2), 194-202.
- Doberstein, S. (2008). The diagnostic value of the clarke sign in assessing chondromalacia patella.pdf>. *Journal of Athletic Training*, 43 (2), 190-196.
- Duffey, M. (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners..pdf>. *Med Sci Sports Exerc*, 32 (11), 1825-1832.
- Earl, J. (2001). Activation of the vmo and vl during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hio adduction.pdf>. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11 381-386.
- Elias, J.J., Bratton, D.R., Weinstein, D.M., Cosgarea, A.J. (2006). Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. *J Biomech*, 39 (5), 865-72.
- Eng, J. & Pierrynowski, M. (1994). The effect of soft foot orthotics on three dimensional lower limb kinematics during walking and running. . *Phys Ther*, 74 836-844.
- Enoka, R.M.B.n.d.c.S.P.M., (2000). *Bases neuromecânicas da cinesiologia* São Paulo: Manole.
- Fagan, V. & Delahunt, E. (2008). Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med*, 42 (10), 789-95.
- Farrar, J. (2001). Clinical importance of changes in chronic pain intensity measured on an 11 point numerical rating scale.pdf>. *Pain*, 94 149-158.
- Fredericson, M. & Yoon, K. (2006). Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*, 85 (3), 234-43.
- Fulkerson, J. (1990). Current concepts review disorders of patellofemoral alignment.pdf>. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 72 (A), 1424-1429.
- Fulkerson, J. & Arendt, A. (2000). Anterior knee pain in females.pdf>. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372 69-73.
- Graham, A. & Lee, H. (2003). A comparison of eccentric isokinetic torque production and velocity of knee flexion angle during step down in patellofemoral pain syndrome patients and unaffected subjects. *Clinical Biomechanics*, 18 (6), 500-504.

- Grood, E. (1984). Biomechanics of the knee extension exercise.pdf>. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 66-A (5), 725-735.
- Gross, D. (2011). Flat feet are associated with knee pain and cartilage damage in older adults.pdf>. *NIH Public Access*, 1-16.
- Gross, M. (2003). The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain.pdf>. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33 (11), 661-670.
- Haim, A., Yaniv, M., Dekel, S., Amir, H. (2006). Patellofemoral pain syndrome: validity of clinical and radiological features. *Clin Orthop Relat Res*, 451 223-8.
- Halabchi, F., Mazaheri, R., Seif-Barghi, T. (2013). <Patellofemoral Pain Syndrome and Modifiable Intrinsic Risk Factors: How to Assess and Address.pdf>. *Asian Journal of Sports Medicine.*, 4 (2), 85-100.
- Hamill, J. (1994). Timing of lower extremity joint actions during treadmill running.pdf>. *Med Sci Sports Exerc*, 24 (7), 807-813.
- Hannigan-Downs, K. (2005). Radiographic Validation and Reliability of Selected Clinical Measures of Pronation - an abstract of the dissertation.pdf>.
- Hanten, W. (1990). Exercise effect on EMG activity of the VMO and VL.pdf>. *PHYS THER*, 70 561-565.
- Hanten, W. & Schulthies, S. (1990). Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis.pdf>. *PHYS THER.* , 70 561-565.
- Heintjes, M. & Berger, M. (2003). Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome.pdf>. *The Cochrane Collaboration*,
- Hermens, H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). Development of recommendation for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 361-374.
- Herrington, L. & Nester, C. (2004). Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (10), 1070-3.
- Huberti, H. (1984). Patellofemoral Contact Pressure, the influence of Q angle and tendofemoral contact.pdf>. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 66-A (5), 715-724.
- Hunt, A.E. & Smith, R.M. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19 (4), 391-7.
- Ireland, M. (2003). Hip strength in females with and without SPF.pdf>. *J Orthop & Sports Physical Therapy*, 33 (11), 671-676.
- Jardim, M. (2011). Factores contribuintes para o desenvolvimento das disfunções patelo-femorais-revisão literatura.pdf>. *Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto*, 5 (2),
- Jensen, M., Karoly, P., Braver, S. (1986). The measurement of clinical pain intensity a comparison of six methods.pdf>. *Pain*, 27 117-126.
- Johnston, L. & Gross, M. (2004). Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome.pdf>. *J Orthop & Sports Physical Therapy*, 34 (8), 440-448.
- Kaya, D. (2012). Is there any relationship between Q-angle and lower extremity malalignment? *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 46 (6), 416-419.
- Keenan, A.M., Redmond, A.C., Horton, M., Conaghan, P.G., Tennant, A. (2007). The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. *Arch Phys Med Rehabil*, 88 (1), 88-93.
- LaBotz, M. (2004). Patellofemoral Syndrome - diagnostic pointers and individualized treatment.PDF>. *The Physician and Sportsmedicine*, 32 (7),
- Laprade, J. (1998). Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27 197-204.
- Lee, T. (1994). Influence of femoral and tibial rotation on PF pain.pdf>. *J Orthop & Sports Physical Therapy*, 33 (11), 686-693.

- Lee, T. (2003). The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure.pdf>. *J Orthop & Sports Physical Therapy*, 33 (11), 686-693.
- Levinger, P. (2004). An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome.pdf>. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3 8-14.
- Levinger, P. & Gilleard, W. (2007). Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait Posture*, 25 (1), 2-8.
- Lieb, F. & Perry, J. (1968). Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs.pdf>. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 50-A (8), 1535-1547.
- Lin, D. (2012). Better association between Q angle and patellar alignment among less displaced patellae in females with patellofemoral pain syndrome.pdf>.
- Malek, M. & Mangine, R. (1981). Patellofemoral pain syndromes, a comprehensive and conservative approach.pdf>. *JOSPT*, 2 (3), 108-116.
- McConnell (1986). The management of chondromalacia patellae, a long term solution.pdf>. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 32 (4), 215-223.
- McConnell (2001). Management of patellofemoral pain, where are you now.pdf>. *Int SporMed J*, 1-9.
- McDonald, S. (1996). Pronation and supination of the foot confused terminology.pdf>. *The Foot*, 9 6-11.
- McGinty, G. (2000). Biomechanical considerations knee rehab.pdf>. *Clin Biomech*, 15 160-166.
- McPoil, T. (2011). Variations in foot posture and mobility between individuals with patellofemoral pain and those in a control group.pdf>. *J Am Podiatr Med Assoc*, 101 (4), 289-296.
- Mellor, R. & Hodges, P.W. (2005a). Motor unit synchronization is reduced in anterior knee pain. *J Pain*, 6 (8), 550-8.
- Mellor, R. & Hodges, P.W. (2005b). Motor unit synchronization of the vasti muscles in closed and open chain tasks. *Arch Phys Med Rehabil*, 86 (4), 716-21.
- Mellor, R. & Hodges, P. (2005). Motor unit synchronization between medial and lateral vasti muscles. *Clin Neurophysiol*, 116 (7), 1585-95.
- Mostamand, J., Bader, D.L., Hudson, Z. (2012). Does leg predomination affect the measurement of patellofemoral joint reaction force (PFJRF) during single leg squatting?: a reliability study. *J Bodyw Mov Ther*, 16 (3), 294-9.
- Murley, G.S., Menz, H.B., Landorf, K.B. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*, 2 35.
- Myer, G.D., Ford, K.R., Barber Foss, K.D., Goodman, A., Ceasar, A., Rauh, M.J., Divine, J.G., Hewett, T.E. (2010). The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25 (7), 700-7.
- Näslund, J., Näslund, U.-B., Odenbring, S., Lundeborg, T. (2006). Comparison of symptoms and clinical findings in subgroups of individuals with patellofemoral pain. *Physiotherapy Theory and Practice*, 22 (3), 105-118.
- Neptune, R., Wright, I., Van den Bogert, A. (2000). The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running.pdf>. *Clin Biomech*, 15 611-618.
- Nester, C.J., van der Linden, M.L., Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*, 17 (2), 180-187.
- Nijs, J., Van Geel, C., Van der auwera, C., Van de Velde, B. (2006). Diagnostic value of five clinical tests in patellofemoral pain syndrome. *Man Ther*, 11 (1), 69-77.
- Norkin, C. & White, D., (1997). *Medida do Movimento Articular – Manual de Goniometria* (2ª ed.). Porto Alegre: Artes Médicas.
- Nunes, G.S., Stapait, E.L., Kirsten, M.H., de Noronha, M., Santos, G.M. (2013). Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport*, 14 (1), 54-9.

- O'Sullivan, S.P. & Popelas, C.A. (2005). Activation of vastus medialis obliquus among individuals with patellofemoral pain syndrome.pdf>.
- Perez, V.E. (2007). Patellofemoral Rehabilitation. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 17 (4), 257-264.
- Piva, S. (2005). Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without PFS.pdf>. *J Orthop & Sports Physical Therapy*, 35 (12), 793-801.
- Piva, S.R., Fitzgerald, K., Irrgang, J.J., Jones, S., Hando, B.R., Browder, D.A., Childs, J.D. (2006). Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskeletal Disord*, 7 33.
- Powers, C. (1995). Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain.pdf>. *JOSPT*, 22 (4), 155-160.
- Powers, C. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction - a theoretical perspective.pdf>.
- Powers, C., Bolgia, L., Callaghan, M., Collins, N., Sheehan, F. (2012). Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors - 2nd International Research Retreat. *J Orthop Sports Phys Ther*, 42 (6), A1-A20.
- Price, D. (1993). A comparison of pain measurement characteristics of mechanical visual analogue and simple numerical rating scales.pdf>. *Pain*, 56 217-226.
- Pulzatto, F. (2005). <Atividade electrica dos músculos estabilizadores da patela em individuos portadores da síndrome da dor femoropatelar durante exercicios realizados no Step..pdf>. *Universidade Federal de São Carlos - Tese de Mestrado*, 1-87.
- Puniello, M. (1993). Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction.pdf>. *JOSPT*, 17 (3), 144-148.
- Redmond, A.C., Crosbie, J., Ouvrier, R.A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21 (1), 89-98.
- Reilly, D. & Martens, M. (1971). Experimental analysis oh the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities.pdf>. *Acta Orthop Scandinavia*, 43 126-137.
- Robinson, R. (2007). Analysis of hip strenght in females seeking physical therapy treatment for SPF.pdf>. *J Orthop & Sports Physical Therapy*, 37 (5), 232-238.
- Saxena, A. & Haddad, J. (2003). The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome.pdf>. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93 (4), 264-271.
- Signorile, J. (1995). The effect of knee position on the EMG Q.pdf>. *JOSPT*, 22 (1), 2-9.
- Sousa, A. & Macedo, R. (2010). Effect of the contraction of medial rotators of the tibia on the electromyographic activity of vastus medialis and vastus lateralis. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (5), 967-72.
- Sousa, D. (1991). Comparison of VMO and VL muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain.pdf>. *PHYS THER*, 71 310-316.
- Souza, T., (1997). The knee. In MS, G (Ed.), *Conservative management of sport injuries*. (p. 394-5). Maryland: Williams & Wilkins.
- Sperandi, S. (2005). Mito da ativacao seletiva do vasto medial.pdf>. *Rev Bras Ci e Mov*, 13 (1), 109-116.
- Spornly-Nees, S. (2006). The navicular position test, a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading.pdf>. *IJSPT*, 6 (3), 199-205.
- Stathopulu, E. & Baildam, E. (2003). Anterior knee pain: a long-term follow-up. *Rheumatology*, 42 (2), 380-382.
- Stergiou, M. (1999). Asynchrony between subtalar and knee joint function during running.pdf>. *American College of Sports Medicine*, 1645-1655.

- Tang, S.F., Chen, C.K., Hsu, R., Chou, S.W., Hong, W.H., Lew, H.L. (2001). Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil*, 82 (10), 1441-5.
- Tauton, J. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries.pdf>. *Br J Sports Med*, 36 95-101.
- Utting, M.R., Davies, G., Newman, J.H. (2005). Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee*, 12 (5), 362-5.
- Van Tiggelen, D., Cowan, S., Coorevits, P., Duvigneaud, N., Witvrouw, E. (2009). Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. *Am J Sports Med*, 37 (6), 1099-105.
- Waryasz, G.R. & McDermott, A.Y. (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn Med*, 7 9.
- Witvrouw, E. (2014). Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd international patellofemoral pain research retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med*, 48 411–414.
- Witvrouw, E., Sneyers, C., Lysens, R., Victor, J., Belemans, J. (1996). Reflex Response Times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with PFS.pdf>. *J Orthop Sports Phys Ther*,
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Peers, K., Vanderstraeten, G. (2000a). Open vs closed kinetic chain exercises for patellofemoral pain.pdf>. *The American Journal of Sports Medicine*, 28 (5), 287-694.
- Witvrouw, E., Bellemans, J., Lysens, R., Danneels, L., Cambier, D. (2000b). Intrinsic risk factors for the development of patellar tendinitis in an athletic population.pdf>. *The American Journal of Sports Medicine*, 29 (2), 190-195.
- Woodland, L. & Francis, R. (2002). Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions.pdf>. *The American Journal of Sports Medicine*, 20 (2), 208-211.
- Yates, B. (2004). The Incidence and Risk Factors in the Development of Medial Tibial Stress Syndrome Among Naval Recruits. *American Journal of Sports Medicine*, 32 (3), 772-780.

Apêndice I

Apêndice I – Gráficos dos resultados obtidos em todas as variáveis

Representação gráfica dos resultados obtidos para as variáveis **EMG máximo**, **ROM EMG máximo**, **EMG médio**, **Rácio VMO/VL médio** e o **atraso da activação EMG** do VMO em relação ao VL, durante a extensão joelho em CCA associada à posição neutra, a pronação e a supinação do pé, no GC (sujeitos assintomáticos) e GE (sujeitos com SPF).

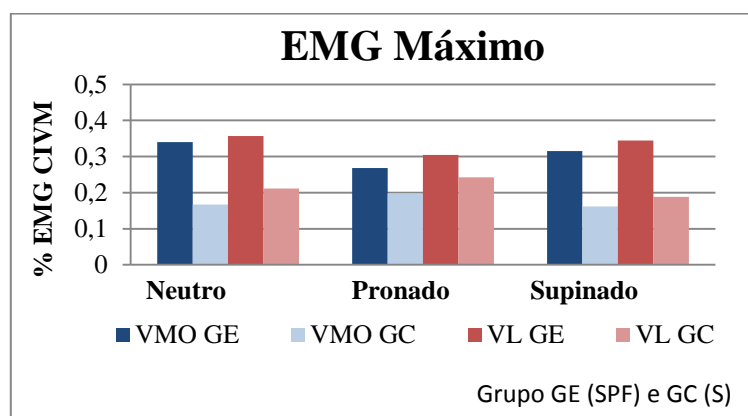


Gráfico 1 - Valores EMG máximo normalizados (%) do VMO e VL

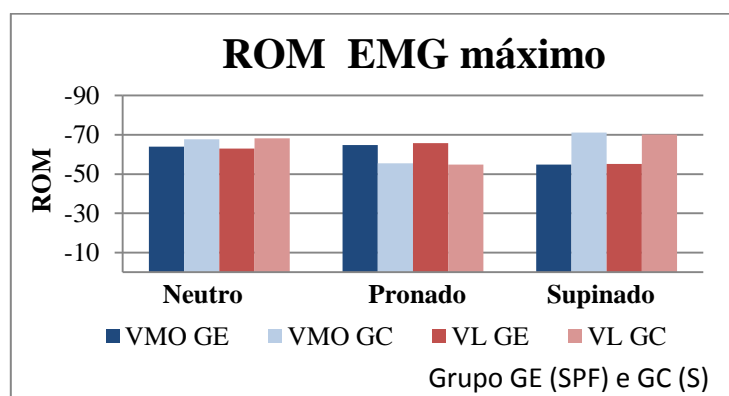


Gráfico 2 - Valores EMG relativos ao ROM em que ocorrem os EMG máximos do VMO e VL

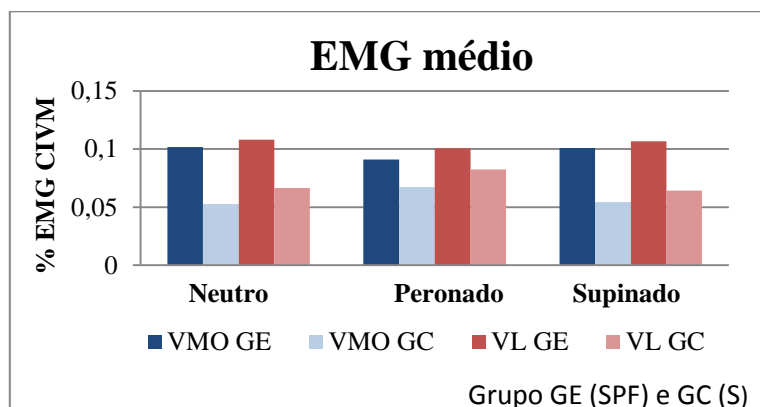


Gráfico 3 - Valores EMG médios normalizados (%) do VMO e VL

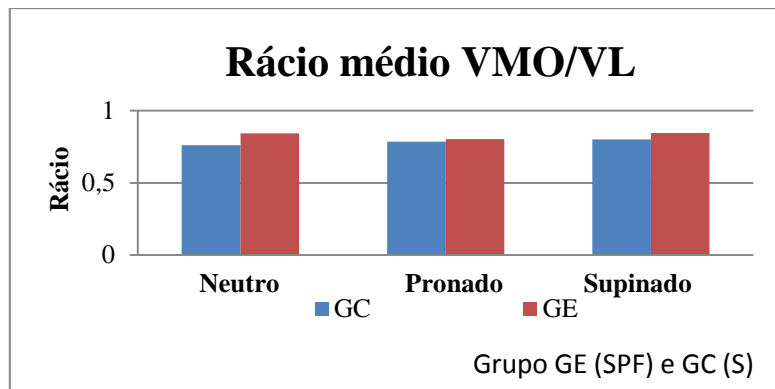


Gráfico 4 - Valores Rácio VMO/VL médio, normalizados

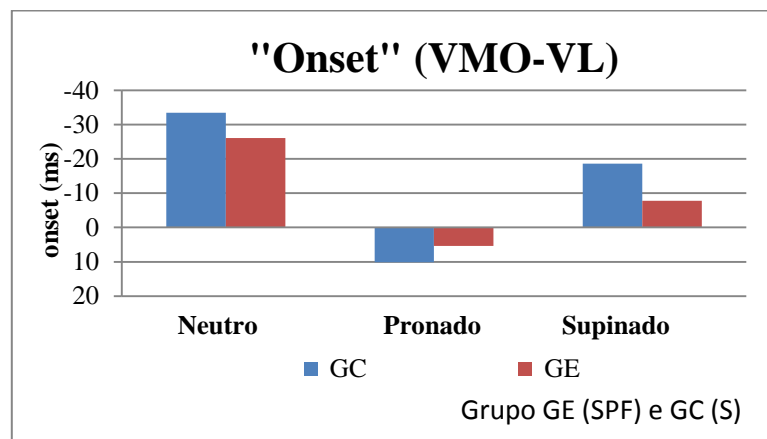


Gráfico 5 - Valores da diferença entre o início de activação EMG do VMO em relação ao VL, apresentado em ms.

Apêndice II

Apêndice II - Consentimento informado

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial, a International Ethical Guidelines for Biomedical Research Involving Human Subjects e os Padrões de Prática da Fisioterapia da Associação Portuguesa de Fisioterapeutas (2005)

Título do estudo

Efeito dos movimentos de supinação e pronação do pé na actividade electromiográfica do Vasto Medial Oblíquo e do Vasto Lateral durante a realização de três exercícios de extensão do joelho em Cadeia Cinética Aberta em sujeitos com Síndrome Patelofemoral

RECURSO À ELECTROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Eu, abaixo-assinado, -----, tomei conhecimento de que o estudo se insere no desenvolvimento da Tese do Mestrado em Fisioterapia, no ramo de especialização em Músculo-Esqueléticas da Escola Superior de Saúde do Alcoitão e com a parceria da Faculdade de Motricidade Humana e que está sob a orientação do Prof. Doutor Raul Oliveira e Prof. José Esteves.

Fui informado e compreendi que o estudo de investigação acima mencionado se destina a avaliar os efeitos dos movimentos de supinação e pronação do pé na actividade electromiográfica do Vasto Medial Oblíquo e do Vasto Lateral durante a realização de três exercícios de extensão do joelho em Cadeia Cinética Aberta.

Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e de todas obtive resposta satisfatória.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos Participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.

Por isso, aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado, que me sejam aplicados os exercícios em estudo, que sejam tratados e documentados os dados recolhidos e que os resultados obtidos possam ser divulgados no meio científico e profissional, garantindo o anonimato.

Assinatura do sujeito: _____ / ____/2013

Assinatura do Investigador: _____ / ____/2013 |

Apêndice III

Apêndice III - Questionário de auto-preenchimento

No âmbito do desenvolvimento da tese de Mestrado em Fisioterapia, no ramo de especialização em Músculo-esqueléticas, pela Escola Superior de Saúde do Alcoitão e com a parceria da Faculdade de Motricidade Humana, solicitamos o preenchimento do Questionário abaixo apresentado, no sentido de seleccionar uma possível amostra em estudo.

Pretende-se com este trabalho, estudar efeito dos movimentos de supinação e pronação do pé na actividade do Vasto Medial Oblíquo e do Vasto Lateral durante a realização de três exercícios de extensão do joelho em Cadeia Cinética Aberta, monitorizados através de um sistema de EMG de superfície (procedimento não invasivo).

Para tal, pede-se que seja preenchido o seguinte questionário, sendo os elementos seleccionados, contactados posteriormente, no sentido de se realizar o procedimento de avaliação descrito do estudo. Para os elementos seleccionados da amostra, serão realizados dois momentos de medição electromiográfica. Prevê-se que estas avaliações durem em média 30 minutos e decorram durante os meses de Abril/Maio de 2013 em data e hora a combinar, de acordo com a disponibilidade de cada voluntário.

Todos os campos devem ser preenchido pelo voluntário, à excepção dos que se encontram sinalados a “**negrito**”

1. Nome: _____ **Voluntário nº** _____

2. Idade: _____ anos

3. Género: Masculino _____ Feminino _____

4. **Altura:** _____, _____ metros

5. **Peso:** _____, _____ Kg **IMC:** _____

6. Lateralidade dominante do membro inferior:

Membro Inferior Direito	Qual dos membros inferior utiliza para rematar uma bola?	Membro Inferior Esquerdo

Para as próximas questões responda com **SIM** ou **NÃO** e em caso afirmativo, especifique a cronologia das mesmas, **acrescentando a data da ocorrência e o membro afectado**.

7. Apresenta ou já apresentou queixas dolorosas, não associadas a um evento traumático, na região anterior do joelho?

Sim	Não	Joelho Direito	Joelho Esquerdo	Quando?

8. Apresenta ou já apresentou queixas dolorosas durante as seguintes actividades?

Actividades	Sim	Não	MID	MIE	Quando?
Realizar um agachamento					
Subir ou descer escadas					
Ajoelhar					
Correr					
Permanecer muito tempo sentado					
Contrair o músculo quadríceps					

9. Apresenta ou já apresentou queixas dolorosas durante a prática desportiva?

Sim	Não	MID	MIE	Quando?	Que modalidade pratica?	Quanto horas por semana pratica?

10. já foi submetido a alguma intervenção cirúrgica?

Sim	Não	Quando?	Em que região do corpo?

11. Tem conhecimento de apresentar ou ter apresentado história anterior subluxação da rótula, lesão meniscal, instabilidade ligamentar, tendinopatias, lesão da cartilagem ou osteoartrite?

Sim	Não	O quê?	Quando?	Em que região do corpo?

12. Escala Visual Numérica (EVN).

Esta escala consiste numa linha horizontal de 10 intervalos, em que na extremidade esquerda está o Zero (“ausência de dor”) e na extremidade direita o Dez (“dor máxima”)

12.1. Assinale o ponto que considera representar a sua pior dor ao nível do joelho, nos últimos 3 meses:

0 _ 1 _ 2 _ 3 _ 4 _ 5 _ 6 _ 7 _ 8 _ 9 _ 10

12.2. Assinale o ponto que considera representar a sua pior dor ao nível do joelho, no dia de hoje:

0 _ 1 _ 2 _ 3 _ 4 _ 5 _ 6 _ 7 _ 8 _ 9 _ 10

Eu, _____ declaro que permito a leitura e tratamento dos dados contidos no questionário acima enunciado, podendo vir a ser sujeito a uma selecção de forma a pertencer à amostra do estudo apresentado.

Contactos email: _____ Contacto telemóvel: _____

Obrigada pela colaboração!

Atenciosamente, Carolina Oliveira

_____/_____/2013